Paulo José Riccio Frazão

Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos submetido a ensaios biomecânicos

São Paulo
2008

Paulo José Riccio Frazão

Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos submetido a ensaios biomecânicos

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.1994
FMVZ

Frazão, Paulo José Riccio

Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos submetido a ensaios biomecânicos / Paulo José Riccio Frazão. – São Paulo : P. J. R. Frazão, 2008.
62 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. Eqüinos. 2. Densidade óssea. 3. Absorciometria. 4. Terceiro metacarpiano. 5. Ensaio biomecânico. 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: FRAZÃO, Paulo José Riccio

Título: Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de equinos submetido a ensaios biomecânicos

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

Esta dissertação marca uma fase e uma passagem muito importante na minha vida, a qual ficará registrada para todo o sempre. Por este motivo, gostaria de aproveitar a oportunidade de deixar gravados os meus sentimentos por aquelas pessoas que fizeram de mim o que sou hoje. Dedico este momento:

A meu avô, Enzo Pietro Riccio (*in memoriam*), maestro o qual com seu dom musical tocava todos os corações ao seu redor, sem proferir um som sequer, apenas com o olhar.

Aos meus pais, Pedro e Renise, os quais através de muita batalha, dedicação e amor puderam dar a mim e meus irmãos aquilo que não puderam ter. Amo, admiro e idolatro vocês!

Aos meus irmãos, Bódi e Puchinha, nos quais me inspiro e tento seguir os passos, a cada dia, para chegar ao sucesso e a felicidade. Sem vocês não seria metade do que sou hoje. Aproveito para parabenizá-los pelas suas ótimas escolhas, Kika e Edu, cunhados que mais parecem irmãos.

A minha sobrinha, Bia. Linda!

E a Lu, meu grande amor, com quem construí cada pedacinho deste capítulo da minha vida e com quem quero viver até o fim dos meus dias. Meu amor, você é tudo de mais especial que alguém poderia desejar. Amo você!

AGRADECIMENTOS

Muitas foram as pessoas que contribuíram, direta ou indiretamente, com a realização deste trabalho e desde já agradeço a todas de coração.

Em particular gostaria de agradecer:

Ao Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa, orientador e idealizador de toda esta pesquisa.

Aos professores do Serviço de Diagnóstico por Imagem da FMVZ-USP, Prof. Dr. Franklin de Almeida Stermann, Profa. Dra. Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto e Prof. Dr. Stefano Carlo Filippo Hagen, pela ajuda indispensável.

A todos aqueles que me ajudaram, sejam eles do grupo de pesquisa (Crispim, Lara, Jim e Mariana), pós-graduandos (Lenin), funcionários do HOVET de eqüinos da FMVZ - USP (Cícero, Henrique e Marquinhos) ou funcionários do laboratório de biomecânica do IOT da FM - USP (César).

E aos meus amigos-irmãos, dos tempos de faculdade e clube, companheiros e cúmplices nos momentos de tristeza, de alegria, de decepção e de glória, tal como este.

Obrigado a todos!

RESUMO

FRAZÃO, P. J. F. **Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos submetido a ensaios biomecânicos.** [Correlation study between bone mineral density determined by radiographic absorptiometry and bone resistance of equine third metacarpal bone submitted to biomechanical testings]. 2008. 62 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

A fundamentação de métodos diagnósticos precoces na ortopedia de eqüinos é de extrema importância clínica, cirúrgica e econômica. O presente estudo teve como objetivo estudar a correlação da densidade mineral óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos, obtida pelo método de absorciometria radiográfica, com a resistência dos mesmos quando submetidos a ensaios biomecânicos de compressão e flexão. Utilizaram-se trinta pares de osso terceiro metacarpiano de eqüinos adultos, os quais foram dissecados, radiografados, analisados pelo método de absorciometria radiográfica, submetidos ao estudo tomográfico e a ensaios biomecânicos. Através dos dados obtidos não se observou correlação significativa entre os valores de densidade óptica radiográfica e as propriedades biomecânicas do osso terceiro metacarpiano. Concluiu-se que não se pode inferir que os valores de densidade óssea obtidos pela absorciometria radiográfica do osso terceiro metacarpiano de um eqüino tenha correlação com a capacidade deste osso de absorver cargas de compressão e flexão.

Palavras-chave: Eqüinos. Densidade óssea. Absorciometria. Terceiro metacarpiano. Ensaio biomecânico.

ABSTRACT

FRAZÃO, P. J. F. Correlation study between bone mineral density determined by radiographic absorptiometry and bone resistance of equine third metacarpal bone submitted to biomechanical testings. [Estudo da correlação da densidade mineral óssea obtida pelo método de absorciometria radiográfica com a resistência óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos submetido a ensaios biomecânicos]. 2008. 62 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

The complete knowledge about non-invasive methods for early disgnostics in equine orthopedy is economically important. This experiment has studied the correlation between bone mineral density determined by radiographic absorptiometry and bone resistance of equine third metacarpal bone submitted to both compression and flexion testings. Thirty pairs of third metacarpal bone of adult horses were collected, dissected, radiographed, analysed by the radiographic absorptiometry technique, and submitted to tomographic study and biomechanical testings. The results have shown there is no significant correlation between radiographic bone density values and biomechanical properties of the third metacarpal bone. Therefore, it has been concluded bone mineral density of the third metacarpal bone determined by radiographic absorptiometry do not predict bone capacity to resist compression and flexion loads.

Key words: Equine. Bone density. Absorptiometry. Third metacarpal bone. Biomechanical testing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Ossos terceiro metacarpianos de eqüino dissecados, vistas dorsal e palmar	30
Figura 2 -	Tomógrafo computadorizado CT-MAX 640 do Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET da FMVZ-USP	31
Figura 3 -	Imagens tomográficas dos ossos terceiro metacarpianos, visão panorâmica e corte transversal no ponto médio da diáfise, mostrando local de mensuração das espessuras da cortical (azul), comprimento dos eixos (vermelho) região para determinação da densidade tomográfica (verde).....	32
Figura 4 -	Aparelho de raios-X portátil PXP-20HF PLUS, da marca POSKON, utilizado para realização das exposições radiográficas	32
Figura 5 -	Escala de alumínio (penetrômetro) com vinte e cinco degraus para calibração do sistema de avaliação de tonalidades.....	33
Figura 6 -	Imagem radiográfica digitalizada do osso terceiro metacarpiano, projeções látero-medial e dorso-palmar, com a escala de alumínio ao lado.....	34
Figura 7 -	Visualização do programa ImageLab® com os 21 degraus da escala de alumínio selecionados para calibração do sistema.....	34
Figura 8 -	Visualização da planilha e do gráfico que mostra a curva gerada pela leitura dos degraus da escala de alumínio, mantida como curva padrão.....	35
Figura 9 -	Visualização do programa ImageLab® mostrando a região média do comprimento do osso terceiro metacarpiano, nas duas projeções, determinada com o uso da ferramenta “régua”	35
Figura 10 -	Visualização do programa ImageLab® mostrando os dois quadriláteros correspondentes a região média do osso terceiro metacarpiano nas projeções dorso-palmar e látero-medial demarcados.....	36

Figura 11 -	Visualização do programa ImageLab® mostrando a leitura da densidade óptica (DO) do quadrilátero correspondente à região média do osso terceiro metacarpiano na projeção dorso-palmar	36
Figura 12 -	Esquema dos cortes e obtenção dos corpos de prova da diáfise dos ossos terceiro metacarpiano para os ensaios biomecânicos de compressão. cp = 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 "cp", equivalente a duas vezes "d"	38
Figura 13 -	Seqüência do preparo do corpo de prova do terço médio da diáfise do osso terceiro metacarpiano com a serra de esquadria	38
Figura 14 -	Corpo de prova do terço médio da diáfise do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão ..	39
Figura 15 -	Osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de flexão	40

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Variação da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) em função da rigidez das diáfises submetidas ao ensaio de compressão	44
Gráfico 2 -	Variação da densidade tomográfica (DT) em função do módulo de elasticidade (M. Elastic.) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão	48
Gráfico 3 -	Variação da densidade tomográfica (DT) em função da tensão máxima (T. Max.) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão.....	48
Gráfico 4 -	Variação da densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) em função da densidade tomográfica (DT) de todas as peças anatômicas.....	52
Gráfico 5 -	Variação da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) em função da densidade tomográfica (DT) de todas as peças anatômicas.....	52
Gráfico 6 -	Variação da densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) em função da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) de todas as peças anatômicas	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores individuais da rigidez, do módulo de elasticidade (M. Elastic.), da densidade tomográfica (DT) e das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das diáfises submetidas ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008	43
Tabela 2 -	Coeficiente de correlação (r) da rigidez e do módulo de elasticidade (M. Elastic.) com a densidade tomográfica (DT) e com as densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das diáfises submetidas ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008	44
Tabela 3 -	Valores individuais do módulo de elasticidade (M. Elastic.), da tensão máxima (T. Max.), da densidade tomográfica (DT) e das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão - São Paulo - 2007/2008	46
Tabela 4 -	Coeficiente de correlação (r) do módulo de elasticidade (M. Elastic.) e da tensão máxima (T. Max.) com as densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão - São Paulo - 2007/2008 ..	47
Tabela 5 -	Média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação de Pearson (CVP) dos valores de densidade óptica nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas utilizadas no experimento - São Paulo - 2007/2008	49
Tabela 6 -	Coeficiente de correlação (r) entre as variáveis densidade tomográfica (DT), densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) e densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM), de todas as peças anatômicas utilizadas no experimento - São Paulo - 2007/2008	51

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

CVP	coeficiente de variação de Pearson
bmp	<i>bitmap</i>
DO	densidade óptica radiográfica
DO DP	densidade óptica radiográfica na projeção dorso-palmar
DO LM	densidade óptica radiográfica na projeção látero-medial
DT	densidade tomográfica
M. Elastic.	módulo de elasticidade
ppp	pontos por polegada
T. Max.	tensão máxima

LISTA DE SÍMBOLOS

cm	centímetro(s)
r	coeficiente de Pearson
°	grau(s)
°C	grau(s) Celsius
=	igual
>	maior que
®	marca registrada
<	menor que
mA	miliampère
min	minuto(s)
mm	milímetro(s)
mmAl	milímetro(s) de alumínio
MPa	megapascal(s)
N	Newton(s)
p	p-valor
%	porcentagem
kgf	quilograma(s) força
kV	quilovolt(s)
s	segundo(s)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	ANATOMIA.....	18
2.2	AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA	19
2.3	PROPRIEDADES MATERIAIS DO TECIDO ÓSSEO	23
2.4	INFLUÊNCIA DAS MICRO E MACROESTRUTURAS	23
2.5	ABSORCIOMETRIA RADIOGRÁFICA	25
3	MATERIAL E MÉTODO	30
3.1	PEÇAS ANATÔMICAS	30
3.2	ESTUDO TOMOGRÁFICO.....	31
3.3	ABSORCIOMETRIA RADIOGRÁFICA	31
3.4	ENSAIOS BIOMECÂNICOS	37
3.4.1	Teste de compressão	37
3.4.2	Teste de flexão a três pontos.....	39
3.4.3	Parâmetros analisados	40
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	40
4	RESULTADOS	42
4.1	DIÁFISES SUBMETIDAS AO ENSAIO DE COMPRESSÃO	42
4.1.1	Valores individuais	42
4.1.2	Estudo das correlações	44
4.2	PEÇAS ANATÔMICAS SUBMETIDAS AO ENSAIO DE FLEXÃO	45
4.2.1	Valores individuais	45
4.2.2	Estudo das correlações	47
4.3	DENSIDADES	49
4.3.1	Estudo das correlações	51
5	DISCUSSÃO	54
6	CONCLUSÕES	58
	REFERÊNCIAS	59

1 INTRODUÇÃO

Sabe-se que o osso terceiro metacarpiano dos eqüinos é um dos ossos longos mais susceptíveis às lesões devido a sua localização, pouca proteção muscular e às forças nele aplicadas. Essas forças agem sobre os ossos constantemente, fazendo com que estes sofram modificações para que possam suportar todos esses tipos de carga. Acredita-se então que lesões ósseas, desde fissuras a fraturas cominutivas, estejam relacionadas não somente a quantidade de energia envolvida em um trauma, mas também à adaptação deste osso às cargas por ele sofridas durante o dia a dia de treinamento.

O estudo radiográfico dos ossos terceiro metacarpianos de cavalos atletas pode demonstrar, de forma subjetiva, evidências de que o animal esteja bem adaptado ao treinamento ou de que o mesmo esteja sujeito a ter lesões ósseas de maior ou menor grau. No entanto, como explicado por Trouerbach et al. (1984), perdas ósseas só são diagnosticadas visualmente em radiografias quando já são significativas (cerca de 30% do conteúdo mineral). Por esse motivo, encontra-se na literatura afirmações de que a quantidade de matéria mineral óssea é o parâmetro mais preciso e determinante na avaliação da resistência óssea com relação às tensões sofridas pelos ossos (FORD et al., 2001; KOO et al., 2001). Por esse motivo, o método de absorciometria radiográfica tem sido usado em diversos estudos para a determinação da densidade mineral óssea.

Perdas econômicas com tratamentos e/ou relacionadas ao valor do animal são significativas em eqüinos, devido ao fato de serem comuns lesões do aparelho locomotor, destacando-se principalmente as lesões ósseas. Dessa forma, a necessidade de um conhecimento detalhado da anatomia óssea, assim como de suas características biomecânicas, e conseqüentemente das lesões observadas radiograficamente, são de fundamental importância para um melhor entendimento da ocorrência destas lesões, bem como de seu diagnóstico e escolha do tratamento mais indicado, quanto à técnica cirúrgica e escolha do implante metálico. Portanto a fundamentação de métodos diagnósticos precoces se faz necessária e de extrema importância para o meio eqüestre.

Tendo em vista esta realidade, o presente estudo tem como objetivo estudar a correlação da densidade mineral óssea do terceiro metacarpiano de eqüinos, obtida

pelo método de absorciometria radiográfica, com a resistência dos mesmos quando submetidos a ensaios biomecânicos de compressão e flexão, utilizando-se da densitometria tomográfica como método comparativo. E dessa forma, determinar se esta correlação é diretamente proporcional, indiretamente proporcional ou, até mesmo, inexistente.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANATOMIA

As funções primárias do esqueleto são sustentar o corpo, fornecer um sistema de alavanca usado na locomoção e proteger os tecidos moles adjacentes (DYCE; SACK; WENSING, 2002a).

Os ossos são comumente divididos, segundo sua forma e função, em quatro classes: ossos planos, ossos curtos, ossos irregulares e ossos longos. Os ossos longos são cilíndricos, alongados, com extremidades mais largas e aparecem nos membros atuando como colunas de suporte e alavancas. As partes cilíndricas, designadas de diáfise, são tubulares e limitam a cavidade medular que contém a medula óssea. Os ossos consistem de uma camada externa de substância compacta densa e internamente está a substância esponjosa mais frouxamente arranjada (GETTY, 1986).

O córtex é espesso em direção ao ponto médio da diáfise, mas adelgaça-se à medida que se expande em direção a cada extremidade, onde se torna uma fina camada que recobre a substância esponjosa, constituída por delicadas lâminas ósseas e espículas que correm em várias direções e entrecruzam-se. As lâminas são dispostas de acordo com as solicitações mecânicas e seus espaços ocupados por medula óssea, os quais são designados espaços medulares. A superfície óssea externa é lisa, exceto onde as irregularidades funcionam como locais de inserção de músculos ou ligamentos (GETTY, 1986; DYCE; SACK; WENSING, 2002a).

O periósteo é uma membrana que reveste a superfície externa do osso, exceto onde está recoberto por cartilagem, e é formado por um tecido conectivo especializado, o qual é dividido em uma lâmina mais externa, de característica fibrosa e com função protetora, e uma mais interna, composta por células dotadas de potência osteogênica (GETTY, 1986).

As porções que 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; SACK; WENSING 2002a).

O osso seco consiste de matéria orgânica e mineral na proporção de 1:2. A matéria orgânica proporciona flexibilidade e elasticidade, e a matéria mineral rigidez ao tecido ósseo. A remoção da matéria orgânica através do calor não altera o formato do osso, porém reduz seu peso para cerca de um terço, tornando-o frágil. Por outro lado, a descalcificação, embora não afete a forma e tamanho do osso, torna-o mole e flexível (GETTY, 1986).

O cavalo apresenta três ossos metacarpianos, sendo que o terceiro metacarpiano é completamente desenvolvido, e o segundo e o quarto metacarpianos são reduzidos (GETTY, 1986). O terceiro osso metacarpiano é especialmente robusto, sendo que ao corte transversal seu formato é oval. A sua espessura compacta atesta sua enorme resistência, conferindo-lhe a característica de ser um dos elementos mais fortes do esqueleto (DYCE; SACK; WENSING, 2002b).

2.2 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

O exame radiográfico padrão do osso terceiro metacarpiano requer as projeções látero-medial, dorso-palmar, dorsolateral-palmaromedial oblíqua e dorsomedial-palmarolateral oblíqua (BUTTLER et al., 2000).

Para a projeção dorso-palmar, o feixe de raios-X deve incidir na superfície dorsal do osso, perpendicular ao eixo longitudinal e centralizado no ponto médio entre as superfícies articulares proximal e distal. O chassi é posicionado perpendicular ao feixe de raios-X na superfície palmar do osso (MENDENHALL; CANTWELL, 1988).

Uma vez que, para as outras projeções a incidência do feixe de raios-X continua sendo perpendicular ao eixo longitudinal e centralizado no ponto médio entre as superfícies articulares proximal e distal do osso, elas se diferenciam pela superfície de incidência e pelo posicionamento do chassi perpendicular ao feixe na superfície oposta. Ou seja, na projeção látero-medial o feixe incide na superfície lateral e o chassi é posicionado medialmente. Dessa forma, na projeção

dorsomedial-palmarolateral oblíqua o feixe incide 30° da superfície medial em direção a superfície dorsal e o chassi é colocado exatamente perpendicular a este na superfície oposta. Enquanto que na projeção dorsolateral-palmaromedial oblíqua o ângulo de incidência é de 30° da superfície lateral em direção a superfície dorsal (MENDENHALL; CANTWELL, 1988).

Segundo Ticer (1984) em todas as projeções o feixe de raios-X deve estar paralelo ao chão e centralizado na região média dos metacarpos na superfície correspondente a projeção desejada. Nas projeções oblíquas, diferentemente de Mendenhall e Cantwell (1988), o autor sugere uma angulação de 40° partindo do plano médio sagital em direção ao plano medial ou lateral.

Walter e Davies (2001) ao analisarem uma técnica radiográfica para medição do formato do terceiro metacarpiano, em projeção lateromedial, concluíram que medições precisas são conseguidas quando o chassi é colocado o mais próximo possível ao membro, com angulação horizontal menor que 5° e o aparelho de raios-X deve estar alinhado ao plano látero-medial com uma variação de no máximo 6 graus.

As projeções dorso-palmar e látero-medial são indicadas para a avaliação da integridade do osso cortical e trabecular. Na primeira projeção as margens, lateral e medial, do terceiro metacarpiano são vistas, enquanto que na segunda as margens evidenciadas são a dorsal e palmar. Nas projeções dorsomedial-palmarolateral oblíqua e dorsolateral-palmaromedial oblíqua as superfícies do terceiro metacarpiano evidenciadas são respectivamente a dorsolateral e a dorsomedial (MENDENHALL; CANTWELL, 1988).

Diversas anormalidades radiográficas nesta região são sutis ou apenas vistas com uma angulação correta do feixe de raios-X. Fraturas por estresse do córtex dorsal do terceiro metacarpiano não são vistas a menos que múltiplas projeções oblíquas sejam obtidas (BUTTLER et al., 2000).

O contorno cortical dorsal do terceiro metacarpiano é normalmente reto. O córtex dorsal é mais espesso quando comparado ao córtex palmar, especialmente no aspecto dorsomedial. Os córtices dorsais do terceiro metacarpiano e metatarsiano podem ser mais convexos e espessos do que o normal devido a traumas anteriores (BUTTLER et al., 2000). A porção média do córtex dorsal é mais espessa em relação ao restante do córtex, afinando-se gradualmente em direção às extremidades do osso. O córtex palmar é mais uniforme em espessura e

interrompido na altura da junção dos terços proximal e médio pelo forame nutrício. Diferente dos forames de ossos menores, estes no terceiro metacarpiano são como canais e podem ser confundidos com lesões nas projeções oblíquas e látero-medial (KNELLER, 2007).

Na projeção dorso-palmar observa-se que os quartos, proximal e distal, do terceiro metacarpiano possuem padrão trabecular relativamente grosseiro, mas uniformemente opaco. As trabéculas são orientadas paralelamente ao eixo longo do osso. Em alguns cavalos há uma linha mediana estreita, vertical e mais opaca no quarto proximal do terceiro metacarpiano, representando uma crista entre os ramos do ligamento suspensor. O forame nutrício principal é normalmente visto como uma radiotrasparência de forma oval sobreposta à cavidade medular, à altura da junção dos terços proximal e médio. Algumas vezes pode aparecer de forma linear ou haver mais do que um forame nutrício (BUTTLER et al., 2000).

Sobrecargas consecutivas sobre o terceiro metacarpiano imaturo podem resultar em micro-fraturas por estresse nos terços médio ou distal do córtex dorsal, as quais não são diagnosticadas radiograficamente. As mesmas também podem ocorrer em animais mais velhos que não tenham sido submetidos a treinamento anteriormente. Caso o programa de treinamento seja moderado, uma possível fratura pode nunca vir a ser diagnosticada radiograficamente. Porém se os sinais clínicos iniciais passarem despercebidos e o animal continuar em treinamento excessivo, uma fratura completa pode ocorrer (BUTTLER et al., 2000).

Falsas linhas de fratura são observadas em locais onde há encontro de dois contornos ósseos, pois uma linha radiotransparente pode aparecer. Esta linha pode ser vista no aspecto palmar do terceiro metacarpiano, resultando em diagnósticos errados de fratura de cortical. Este fenômeno é especialmente evidente nos metacarpos e metatarsos (KNELLER, 2007).

Fraturas por estresse do córtex palmar do terço proximal do terceiro metacarpiano são evidentes radiograficamente, em projeção dorso-palmar, como sutis linhas radiotransparentes verticais na metáfise, normalmente circundadas por esclerose do osso trabecular. Elas ocorrem na maioria das vezes na metade medial do osso. Algumas vezes as linhas de fratura não são perceptíveis, apenas a esclerose medular. Menos comumente a fratura é vista apenas na projeção oblíqua, embora na projeção dorso-palmar observa-se um aumento de radiopacidade (BUTTLER et al., 2000). Estas fraturas por estresse, incompletas, são normalmente

vistas em cavalos de corrida. A lesão mais facilmente diagnosticada é a fratura condilar distal sagital. Esta fratura frequentemente afeta o terceiro metacarpiano, estendendo-se proximalmente a partir da articulação metacarpo-falangeana. Algumas vezes estas fraturas podem ser vistas nas projeções dorso-palmar ou oblíquas (KNELLER, 2007).

Aparte das fraturas completas do terceiro metacarpiano, as quais são óbvias clinicamente, as fraturas incompletas deste osso podem ser de difícil diagnóstico (KNELLER, 2007). Fraturas transversais incompletas na face palmar ou dorsal da diáfise distal ou da metáfise ocorrem ocasionalmente, e são mais bem visualizadas nas projeções látero-medial e oblíquas. Uma linha radiotransparente atravessa o osso horizontalmente a partir do córtex palmar ou dorsal (BUTTLER et al., 2000).

As fraturas de diáfise do osso terceiro metacarpiano normalmente são do tipo transversal, espiral ou cominutiva, e muitas vezes estão associadas. O estudo radiográfico é usado para determinar o percurso da fratura. Para tanto, em alguns casos, são necessárias várias projeções oblíquas. As radiografias devem ser interpretadas com cuidado para estabelecer se houve comprometimento do forame nutrício (BUTTLER et al., 2000).

Fraturas sagitais oblíquas incompletas de córtex dorsal ocorrem ocasionalmente em potros de corrida. Elas se orientam na direção proximolateral-distomedial no córtex dorsal a um ângulo de 20° a 30° em relação ao eixo longo do osso. São mais bem identificadas na projeção dorso-palmar (BUTTLER et al., 2000). Fraturas também ocorrem no córtex palmar. O local mais comum é aproximadamente 2 a 3 cm da superfície articular, embora elas possam ocorrer na porção média do osso. Algumas aparecem radiograficamente apenas na projeção dorso-palmar como uma região linear ou em forma de meia lua de radiopacidade diminuída. Outras aparências incluem um padrão trabecular irregular ou uma radiopacidade levemente aumentada na porção proximal do osso terceiro metacarpiano. Tipicamente estas anormalidades são mediais ao plano sagital médio. As projeções látero-medial e oblíquas podem mostrar fraturas ou aumento de radiopacidade adjacente ao córtex palmar (KNELLER, 2007).

2.3 PROPRIEDADES MATERIAIS DO TECIDO ÓSSEO

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

As propriedades mecânicas mais importantes do osso são força e resistência. Essas características mecânicas podem ser mais bem observadas quando o osso é submetido a forças externas, estabelecendo-se uma curva de força em função da deformação. Nessa curva, inicialmente ocorre uma porção linear, que reflete as deformações elásticas, em que caso seja retirada a força aplicada no osso, este retorna a sua forma inicial. Caso a força continue sendo aplicada, o osso entrará em deformação plástica, refletindo uma segunda porção da curva, onde se a força for retirada a força aplicada o osso não mais retornará ao seu formato inicial. Na possibilidade da força continuar sendo aplicada, o osso irá fraturar. A partir da curva de força em função da deformação, podemos determinar o módulo de elasticidade, 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 resistência e rigidez da estrutura (MARKEL, 1996).

O desenvolvimento de tensão-deformação é dependente da orientação da microestrutura do tecido ósseo com relação à direção da carga. Estudos comprovaram que o osso cortical é mais forte e resistente no sentido longitudinal. Da mesma forma, amostras de ossos submetidos a cargas no sentido perpendicular ao seu eixo principal tendem a fraturar mais facilmente, com uma menor deformação plástica (CARTER; SPENGLER, 2002).

2.4 INFLUÊNCIA DAS MACRO E MICROESTRUTURAS

A composição óssea pode variar significativamente e são caracterizadas pelas variações em 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 causa significantes mudanças no colágeno e mineralização do osso cortical. Essas alterações dependentes da idade tendem a originar um tecido ósseo mais duro e forte quando comparados a 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 destes ossos absorverem energia (CARTER; SPENGLER, 2002).

El Shorafa, Feaster e Ott (1979) estudando 41 eqüinos em diferentes idades, concluíram que a quantidade de cinzas, a área de osso cortical e a resistência óssea a fraturas por estresse no osso terceiro metacarpiano, atingem valores máximos em eqüinos com quatro anos de idade, se mantém até os sete e então declinam. Para Lawrence et al. (1994) a força máxima dos ossos está relacionada ao conteúdo mineral ósseo durante a fase de desenvolvimento, mas em animais adultos o aumento destes constituintes leva a uma diminuição da quantidade de carga necessária para fratura óssea devido ao aumento de sua rigidez. Além disso, eles consideram que embora outros fatores também sejam importantes, a força funcional dos ossos maduros é devida primariamente ao aumento de conteúdo mineral ósseo devido ao acréscimo de osso cortical.

Genant e Jiang (2006) afirmaram que a densitometria óssea gera informações muito importantes sobre os riscos de fraturas em humanos com osteoporose, porém existem muitos estudos que indicam que a densidade mineral óssea apenas explica parcialmente a força óssea.

Carter e Spengler (2002) explicaram que 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. As forças em um local são,

dessa forma, menores que em ossos pequenos submetidos a condições similares. Outra característica importante dos ossos longos é a forma tubular da diáfise. Estruturas tubulares distribuem melhor 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 a forças de tensão, compressão e torção são diretamente proporcionais a área do corte transversal do osso.

Segundo Koo et al. (2001) o conteúdo mineral ósseo e a densidade mineral óssea possuem alta correlação positiva com a força óssea. Porém, outros autores, afirmaram que apesar da densidade mineral óssea ser uma ferramenta diagnóstica útil, ela é apenas um dos componentes da força óssea (FRIEDMAN, 2006; BONNICK, 2007).

2.5 ABSORCIOMETRIA RADIOGRÁFICA

A densidade mineral óssea é descrita como objeto de estudo de vários pesquisadores na medicina, na odontologia humana e na medicina veterinária há vários anos, com o intuito de se obter um método estimativo da quantidade de matéria mineral presente nos ossos (MEAKIN et al., 1981; SCHNEIDER, 1984; LAWRENCE et al., 1994; YANG et al., 1994; MUIR; MARKEL, 1996; BOONEN et al., 1997; HUI et al., 1997; VULCANO et al., 1997; VULCANO; SANTOS, 2003). Dentre as técnicas descritas incluem-se a absorciometria radiográfica, a absorciometria de energia simples (*single-photon absorptiometry*), a absorciometria de energia dupla (*dual-photon absorptiometry*) e a tomografia computadorizada quantitativa (MUIR; MARKEL, 1996; BOONEN et al., 1997; MIRSKY; EINHORN, 1998; FORD et al., 2001; KOO et al., 2001; BONNICK, 2007). Absorciometria é o método para determinar a quantidade de radiação absorvida, segundo o Merriam-Webster's Medical Dictionary (2008).

A existência de tantas técnicas aplicáveis para a determinação da massa óssea foi explicada por Wahner, Dunn e Riggs (1984a), os quais afirmaram que não só os ossos trabecular e cortical mostram respostas diferentes a estímulos fisiológicos e anormais, como as variações podem ser observadas em um único

osso ou apenas em parte dele, na dependência da alteração clínica apresentada. Porém, os métodos mais recentemente utilizados para determinação da densidade óssea mineral incluem a absorciometria de energia dupla e a tomografia computadorizada, as quais são capazes de determinar quantitativamente características macroestruturais (KOO et al., 2001; GENANT; JIANG, 2006; BONNICK, 2007).

Segundo Koo et al. (2001), a absorciometria de energia dupla é uma técnica não invasiva, segura e precisa de mensuração da massa óssea. Grier, Turner e Alvis (1996) destacaram a utilização desta técnica em animais, como cães, porcos e ovelhas, para mensuração da densidade mineral óssea, com programa computacional adaptado de avaliações feitas em humanos. A técnica pode ser facilmente aplicada em cães submetidos apenas a sedação (MUIR; MARKEL, 1996). Um equipamento portátil foi testado e aprovado para monitoramento experimental e clínico em eqüinos por Donabedian et al. (2005).

A densidade óptica óssea por absorciometria radiográfica, obtida sob condições padronizadas, tem sido usada como um indicador do conteúdo mineral ósseo há muitos anos e é provavelmente o método não-invasivo mais antigo de determinação mineral óssea (WAHNER; DUNN; RIGGS, 1984a).

As vantagens da absorciometria radiográfica incluem seu custo relativamente baixo, a falta de necessidade de equipamentos especializados e sua ampla disponibilidade, diferentemente de outras técnicas (MEAKIN et al., 1981; MIRSKY; EINHORN, 1998). Além disso, Meakin et al. (1981) afirmaram que este método não-invasivo permite a análise seqüencial de variações de massa óssea de partes específicas do esqueleto, como por exemplo, para estimar o conteúdo mineral ósseo do terceiro metacarpiano de eqüídeos em crescimento. O método é também muito sensível a alterações dos tecidos moles adjacentes e, portanto, em humanos, é restrito ao sistema ósseo apendicular, particularmente às falanges, embora o rádio, a tíbia e, menos freqüentemente, outros ossos longos têm sido estudados (WAHNER; DUNN; RIGGS, 1984a; YANG et al., 1994).

Yang et al. (1994) em seu experimento determinaram significativa correlação entre a densidade mineral óssea determinada pela técnica de absorciometria radiográfica e o peso de cinzas dos ossos ($r = 0,983$), além de uma boa correlação entre esta técnica e a de absorciometria de energia dupla ($r = 0,887$). Tiedeman et al. (1990) da mesma forma constataram que a absorciometria radiográfica foi capaz de

detectar pequenas diferenças no conteúdo mineral ósseo, e que essa alta correlação possibilitaria a utilização desta metodologia em animais vivos.

Lawrence et al. (1991) ao compararem potros em crescimento com diferentes formas de amamentação, concluíram haver uma correlação positiva entre os critérios de avaliação de crescimento, peso, altura e densidade óptica radiográfica. Assim como, Vulcano et al. (1997) que, ao avaliarem a densidade mineral óssea do carpo ulnar de eqüídeos em crescimento da raça Quarto de Milha, pela metodologia da absorciometria radiográfica, concluíram ser uma técnica de fácil utilização e de grande utilidade na clínica de eqüinos, por sua sensibilidade, precisão e reprodutibilidade.

Para Schneider (1984), esta metodologia, apesar do custo acessível, requer padronizações acuradas, como por exemplo, o uso de técnica radiográfica apropriada e posicionamento específico do material. Porém, Vulcano e Santos (2003) comprovaram que o método independe dos parâmetros de sensibilização e processamento do filme radiográfico.

O uso da técnica de absorciometria radiográfica necessita da presença de uma escala de referência e o alumínio tem sido utilizado para sua confecção e posterior obtenção de resultados, em valores equivalentes de alumínio (mmAl) (MEAKIN et al., 1981; TROUERBACH et al., 1984; YANG et al., 1994; VULCANO et al., 1997; VULCANO; SANTOS, 2003). Wahner, Dunn e Riggs (1984a) e Plotnick et al.¹ (1970 apud STERMAN, 2002, p. 6) afirmaram que essa escala ou outro tipo de padrão de referência deve ser utilizado para a calibração do sistema de comparação entre as densidades, dessa forma, as diferenças decorrentes de variação na quilovoltagem, na exposição ou no processamento do filme, que alterem o padrão radiográfico, são corrigidas.

Dubrez et al. (1992) utilizaram um programa computacional para medir a densidade óssea por análise digital de alta resolução. Através de polinômios de terceiro grau, o programa determina curvas matemáticas que melhor se ajustem aos valores de densidade óptica das imagens radiográficas de uma escala de alumínio usada como referencial densitométrico, transferindo assim, os valores de densidade óptica radiográfica do osso para valores em espessura de alumínio.

¹ PLOTNICK, I. J.; BERESIN, V. E.; SIMKINS, A. B. Study of in vivo radiographic densitometry. *Journal of Dental Research*, v. 49, p. 1034-1041, 1970.

A digitalização de imagens radiográficas deve seguir uma padronização criteriosa, a fim de evitar interferências no resultado final das imagens obtidas (CHEN; HOLLENDER, 1995).

Em relação à tomografia computadorizada, Wahner, Dunn e Riggs (1984b) relataram que, por se tratar de um método que mostra cortes seccionais transversais dos tecidos e que os dados quantitativos refletem coeficientes de atenuação dos feixes de raios-X, possibilitam a avaliação anatômica e a determinação de densidade mineral óssea em qualquer lugar da seção transversal. Mirsky e Einhorn (1998) explicaram que a atenuação dos feixes de raios-X é medida na tomografia em unidades Hounsfield, a qual é representada em cada ponto da imagem por um valor de uma escala que varia de -1000, o qual equivaleria à densidade do ar, passando por zero, representando a água, até chegar a +1000, que seria o osso compacto. Para eles, a vantagem da tomografia computadorizada está em permitir a investigação dos conteúdos minerais do osso trabecular e do cortical separadamente com o uso de uma imagem em corte transversal e visualização exata do local a ser estudado. Além disso, encontra-se disponível para humanos em muitos hospitais e centros diagnósticos. Sua principal desvantagem diz respeito à exposição do paciente a doses de radiação elevadas quando comparadas a outras técnicas para obtenção da densidade óssea. Cornelissen et al. (1999) utilizaram a tomografia computadorizada para determinar a densidade mineral óssea e a área seccional transversal de peças anatômicas de ossos terceiro metacarpianos de potros submetidos a diferentes intensidades de exercício. Lês et al. (1994) concluíram que a correlação entre os dados obtidos através da tomografia computadorizada e as propriedades mecânicas do metacarpo equino era forte o suficiente para justificar sua utilização em modelos experimentais.

Jeffcott et al. (1988) e Buckingham et al. (1992) ainda citaram a associação da absorciometria de energia simples, para determinação da matéria mineral óssea, com a ultra-sonografia quantitativa, a qual mensura rigidez ou elasticidade óssea, para determinação da qualidade e da força do osso cortical em eqüinos. Ambos podem ser utilizados com segurança em metacarpo de eqüinos sem sedação. Para os autores, esta combinação para determinação da qualidade óssea provou ser altamente exata e precisa. Porém, para Davies (2001) não houve correlação consistente entre os picos de tensão e a qualidade óssea determinada pela

combinação dos métodos absorciometria de energia simples e ultra-sonografia quantitativa.

As técnicas não invasivas são precisas e seguras, além de terem um papel importante na detecção, prevenção e tratamento de perdas ósseas nos humanos, pois fornecem informações importantes sobre a integridade óssea, o risco de fraturas e o remodelamento ósseo, portanto o conhecimento destas tecnologias é importante na ortopedia atual (MIRSKY; EINHORN, 1998; SEEMAN; MARTIN, 1989). Ford et al. (2001) citaram que a densidade mineral óssea é a melhor característica para predizer riscos de fraturas em humanos com osteoporose.

Para Yang et al. (1994) a absorciometria radiográfica ainda é colocada como um exame inicial na determinação da densidade mineral óssea em humanos. Meakim et al. (1981) citaram que dentre todos os fatores envolvidos com a força do esqueleto ósseo, a massa óssea é a melhor forma de determiná-la uma vez que pode ser mensurada. Portanto, estes autores acreditam que uma pequena variação da densidade mineral óssea, perceptível ao método da absorciometria radiográfica, corresponderia a um decréscimo na força do terceiro metacarpiano. Seeman e Martin (1989) discordaram dizendo que métodos com alta sensibilidade e especificidade para predizer riscos de fraturas ainda não foram encontrados. Bonnick (2007) complementou que outros fatores contribuintes da força óssea não são determinados pelos métodos tradicionais de determinação da densidade mineral óssea. Para ele, a habilidade em quantificar essas qualidades poderia resultar em previsões mais precisas do risco de fraturas, além de um melhor entendimento da patofisiologia da fragilidade esquelética. Métodos diagnósticos não-invasivos mais novos têm sido desenvolvidos e utilizados para determinar a força óssea independentemente de sua densidade mineral, e assim aumentam a precisão de previsões sobre riscos de fraturas (FRIEDMAN, 2006).

Para Bonnick (2007) ainda é necessário determinar se as técnicas de determinação da densidade óssea possuem significado clínico para predizerem riscos de fraturas.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 PEÇAS ANATÔMICAS

Foram utilizados trinta pares de osso terceiro metacarpiano de eqüinos adultos, machos e fêmeas, com diferentes idades provenientes do Serviço de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, sem apresentar enfermidades relacionadas aos ossos estudados. Para inclusão no experimento apenas foram utilizadas amostras de ossos que apresentaram fechamento dos discos epifisários observados por meio de exame radiográfico.

Os pares foram identificados de 1 a 30 e cada membro, se direito ou esquerdo, identificado pela letra correspondente, “D” ou “E”, respectivamente.

Os ossos foram coletados e congelados imediatamente após o óbito ou eutanásia dos animais. Após a obtenção das peças anatômicas, estas foram condicionadas em sacos plásticos devidamente identificados e congeladas a -4°C em *freezer* horizontal. Doze horas antes da utilização para os ensaios biomecânicos, a peça foi descongelada e dissecada (Figura 1).

Figura 1 - Ossos terceiro metacarpianos de eqüino dissecados, vistas dorsal e palmar

3.2 ESTUDO TOMOGRÁFICO

Realizou-se estudo tomográfico com o aparelho CT-MAX 640 de terceira geração², marca General Eletric (Figura 2), para obtenção dos seguintes parâmetros em cortes transversais (2 mm de espessura):

- a. Espessura da cortical do ponto médio da diáfise, porção dorsal, medial, palmar e lateral (Figura 3);
- b. Comprimento dos eixos dorso-palmar e látero-medial do canal medular no ponto médio da diáfise (Figura 3);
- c. Densidade tomográfica, baseada na escala de Hounsfield, da cortical do ponto médio da diáfise em sua porção dorsal (Figura 3).

Figura 2 - Tomógrafo computadorizado CT-MAX 640 do Serviço de Diagnóstico por Imagem do HOVET da FMVZ-USP

3.3 ABSORCIOMETRIA RADIOGRÁFICA

O estudo foi realizado por meio da análise de radiografias simples das peças anatômicas, descongeladas e dissecadas. Duas projeções, dorso-palmar e látero-medial, foram obtidas com chassis metálico, com telas intensificadoras Kodak Lanex

² General Eletric.

X-Omatic Regular Screens³ e filmes da marca Kodak RP-X-OMAT de 24 x 30 cm em aparelho de raios-X portátil da marca POSKON, modelo PXP-20 HF PLUS (Figura 4).

Figura 3 - Imagens tomográficas dos ossos terceiro metacarpianos, visão panorâmica e corte transversal no ponto médio da diáfise, mostrando local de mensuração das espessuras da cortical (azul), comprimento dos eixos (vermelho) região para determinação da densidade tomográfica (verde)

A técnica radiográfica utilizada como padrão para todas as radiografias foi fixada em: tensão elétrica de 60 kV, corrente elétrica de 20 mA, tempo de exposição de 0,05 s e a distância entre o foco e o filme de 80 cm.

Figura 4 - Aparelho de raios-X portátil PXP-20HF PLUS, da marca POSKON, utilizado para realização das exposições radiográficas

³ Kodak Eastman Company.

Durante as exposições da projeção dorso-palmar foi colocado sobre os chassis um penetrômetro, com 25 degraus, confeccionado em alumínio, com a finalidade de calibração do sistema de avaliação de tonalidades e posterior análise comparativa (Figura 5). A escala de alumínio foi confeccionada com liga específica e padronizada internacionalmente, sendo que o primeiro degrau tem 1 mm de espessura e variando a seguir de 1 em 1 mm até o vigésimo quinto degrau. Os degraus têm 5 x 18 mm de área. Os filmes foram revelados e fixados em Processadora Automática RP-X-OMAT⁸.

Posteriormente realizou-se a digitalização da imagem radiográfica utilizando-se scanner de mesa Deskscan HP⁴, em “escala de cinzas”, no modo *bitmap* (bmp) e resolução de 150 ppp.

Figura 5 - Escala de alumínio (penetrômetro) com vinte e cinco degraus para calibração do sistema de avaliação de tonalidades

As imagens digitalizadas (Figura 6) foram analisadas por meio de programa computacional de processamento e análise de imagem ImageLab[®], desenvolvido pela empresa Softium de Informática Ltda. Me.

Para cada uma das imagens digitalizadas padronizou-se os valores de densidade óptica (DO) dos degraus da escala de alumínio, selecionando os 21 primeiros degraus da escala (Figura 7). Este número foi definido já que a partir do 21º degrau a tonalidade radiográfica foi considerada a mesma pelo ImageLab[®]. Dessa forma um gráfico representando a curva densitométrica foi criado, cujo eixo “x”

⁴ Scanner Hewlett Packard (HP) ScanJet 6300C.

representa as DO (de 1 a 21) e o eixo “y” representa os tons de cinza, que variam neste programa, de 0 (preto) a 256 (branco) tons (Figura 8).

Figura 6 - Imagem radiográfica digitalizada do osso terceiro metacarpiano, projeções látero-medial e dorso-palmar, com a escala de alumínio ao lado

Figura 7 - Visualização do programa ImageLab® com os 21 degraus da escala de alumínio selecionados para calibração do sistema

Figura 8 - Visualização da planilha e do gráfico que mostra a curva gerada pela leitura dos degraus da escala de alumínio, mantida como curva padrão

Foram demarcadas 2 regiões de interesse, sendo cada uma delas em uma das duas projeções radiográficas, dorso-palmar e látero-medial. Padronizou-se que tais regiões teriam aproximadamente 1 x 1 cm de área na imagem da tela em tamanho real (atual 1:1). O posicionamento dos quadriláteros no centro da região diafisária de cada uma das projeções foi feito com auxílio da ferramenta “régua” (Figuras 9 e 10)

Figura 9 - Visualização do programa ImageLab® mostrando a região média do comprimento do osso terceiro metacarpiano, nas duas projeções, determinada com o uso da ferramenta “régua”

Figura 10 - Visualização do programa ImageLab[®] mostrando os dois quadriláteros correspondentes a região média do osso terceiro metacarpiano nas projeções dorso-palmar e látero-medial demarcados

Selecionadas as regiões de interesse obtiveram-se os valores de DO para cada uma delas através da ferramenta “cálculo de regiões”. O valor de DO é obtido em milímetros de alumínio (mmAl), uma vez que o tom de cinza obtido na região de interesse é comparado aos tons do penetrômetro. Para cada imagem foram realizadas três mensurações a fim de se obter um valor médio para cada região (Figura 11).

Figura 11 - Visualização do programa ImageLab[®] mostrando a leitura da densidade óptica (DO) do quadrilátero correspondente à região média do osso terceiro metacarpiano na projeção dorso-palmar

3.4 ENSAIOS BIOMECÂNICOS

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

No primeiro grupo, as diáfises dos ossos terceiro metacarpianos foram submetidos 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.

3.4.1 Teste de compressão

No primeiro grupo, trinta peças anatômicas de ossos terceiro metacarpianos foram utilizadas nos estudos de compressão óssea na direção próximo-distal (longitudinal), com deformação constante de 5 mm/min. Para dimensionamento do corpo de prova utilizou-se o terço médio do osso terceiro metacarpiano, o qual foi seccionado em um comprimento equivalente a duas vezes o tamanho do eixo maior do ponto médio do seu comprimento total, com utilização de uma serra de esquadria (10 polegadas) da marca Black & Decker, modelo BT2000L / 220 v, de forma que as superfícies cortadas ficassem paralelas entre si. O ponto médio do comprimento total do osso também foi o ponto médio do comprimento do corpo de prova obtido (Figuras 12 e 13).

Figura 12 -Esquema dos cortes e obtenção dos corpos de prova da diáfise dos ossos terceiro metacarpiano para os ensaios biomecânicos de compressão. cp = 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 "cp", equivalente a duas vezes "d"

Figura 13 -Seqüência do preparo do corpo de prova do terço médio da diáfise do osso terceiro metacarpiano com a serra de esquadria

Antes de cada ensaio foi medido e registrado o comprimento de cada corpo de prova com auxílio de paquímetro com resolução de 0,05 mm. Cada corpo de prova da região diafisária foi submetido a cinco ensaios consecutivos de compressão até o valor de 4000 kgf, onde em ensaio preliminar verificou-se que esta carga não provocou deformação permanente no material (Figura 14).

Figura 14 - Corpo de prova do terço médio da diáfise do osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de compressão

3.4.2 Teste de flexão a três pontos

No segundo grupo, trinta peças anatômicas de osso 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 15). 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 até que ocorresse a fratura.

Figura 15 - Osso terceiro metacarpiano posicionado para o ensaio de flexão

3.4.3 Parâmetros analisados

Alguns dos parâmetros descritos abaixo dependem da geometria do corpo de prova utilizado, portanto para calculá-los utilizaram-se os valores de espessura da cortical e comprimento dos eixos do canal medular obtidos pelo estudo tomográfico, descritos na seção 3.2.

Os parâmetros analisados para o ensaio de compressão da diáfise foram a rigidez (N/mm) e o módulo de elasticidade (MPa), para cada um dos cinco ensaios, dos quais foi feita a média para cada corpo de prova.

No ensaio de flexão foi determinada a tensão máxima (MPa) e o módulo de elasticidade (MPa) na porção mais externa da região dorsal do osso.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizado na análise estatística deste estudo o coeficiente de correlação de Pearson e o Teste de correlação, para validar a correlação.

O coeficiente de correlação de Pearson (r) é utilizado para se mensurar o quanto as variáveis estão interligadas, ou seja, o quanto uma está relacionada a outra. Os resultados variam de -1 a 1. Sendo que valores próximos a zero indicam menor correlação entre as variáveis. Dessa forma, quanto mais próximo de 1, maior a

correlação positiva entre as variáveis, e quanto mais próximo de -1 maior a correlação negativa entre elas. Aceitou-se $r > 0,8$ como indicativo de forte correlação, $0,5 < r < 0,8$ correlação intermediária e $r < 0,5$ fraca correlação.

Um nível de significância de 0,05 (5%) foi definido para este estudo. Todos os intervalos de confiança foram construídos, ao longo do trabalho, com 95% de confiança estatística.

4 RESULTADOS

Os resultados foram divididos em tópicos para melhor relacionar as variáveis estudadas e expressos em tabelas e gráficos para melhor visualização.

4.1 DIÁFISES SUBMETIDAS AO ENSAIO DE COMPRESSÃO

4.1.1 Valores individuais

Os valores das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM), da densidade tomográfica (DT), de rigidez e do módulo de elasticidade obtidos de cada diáfise submetida ao ensaio de compressão estão relacionados a baixo (Tabela 1).

Tanto a rigidez e quanto o módulo de elasticidade foram determinadas a partir da curva de força em função da deformação, como explicado por Markel (1996). Rigidez é um parâmetro intrínseco a cada corpo de prova enquanto que o módulo de elasticidade está relacionado diretamente ao material do qual o corpo de prova é constituído, uma vez que neste a geometria do corpo de prova e a distribuição de forças exercidas sobre ele são levadas em consideração. A rigidez avalia o quanto de carga é necessário para deformar um milímetro de determinado corpo de prova e o módulo de elasticidade avalia o quanto de tensão, força por unidade de área (mm^2), é necessária para causar uma deformação relativa (porcentagem) daquele material.

Tabela 1 - Valores individuais da rigidez, do módulo de elasticidade (M. Elastic.), da densidade tomográfica (DT) e das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das diáfises submetidas ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

N	Rigidez (N/mm)	M. Elastic. (MPa)	DT	DO DP (mmAl)	DO LM (mmAl)
1D	31037,15	3010,13	1715,90	8,88	12,02
2E	38856,00	4062,07	2014,81	11,45	16,41
3D	34619,39	2940,11	2181,57	14,73	20,06
4E	37887,54	3802,27	2036,84	11,68	17,17
5D	35530,60	3576,64	1918,00	10,07	15,78
6E	32463,54	3148,92	1766,33	12,58	18,79
7D	28787,11	3393,45	1719,33	6,61	9,97
8E	36524,53	2956,37	1984,08	12,93	18,94
9D	29359,11	3227,40	2070,05	10,33	15,47
10E	34525,45	3261,72	2043,87	12,00	16,76
11E	29255,16	2593,85	2106,48	13,88	17,96
12D	38021,36	3321,81	2126,56	...	...
13E	36382,46	2763,86	1908,93	...	...
14D	36411,40	3716,14	2160,98	12,80	17,74
15E	35579,84	3206,99	2052,31	12,94	17,55
16D	37675,29	3773,59	2149,17	12,77	17,61
17E	39579,12	3413,17	2009,87	10,83	18,58
18D	37796,97	3957,62	2152,22	10,33	16,35
19E	40469,07	3402,89	1996,00	13,67	18,35
20D	38426,61	3400,91	2094,25	13,26	18,13
21E	37132,48	2783,67	1503,81	11,77	14,65
22D	30135,41	2881,23	2133,92	12,67	17,94
23E	38334,72	3689,76	2086,84	13,39	22,37
24D	37530,49	3477,19	2150,92	11,07	16,40
25E	32133,14	3188,48	2071,58	11,83	17,98
26D	33472,95	3329,62	2104,34	14,86	20,09
27E	31164,58	3509,35	2020,52	8,78	14,02
28D	35027,02	2872,00	2093,65	11,72	19,23
29E	36626,02	3164,87	1998,64	14,20	21,62
30D	35847,10	3265,15	2025,46	11,16	16,58

Nota: Os valores de DO DP e LM das peças anatômicas 12 e 13 não estão disponíveis, pois as radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

4.1.2 Estudo das correlações

Estudou-se a correlação da rigidez e do módulo de elasticidade com a DT e as DO DP e DO LM das diáfises submetidas ao ensaio de compressão (Tabela 2).

Tabela 2 - Coeficiente de correlação (r) da rigidez e do módulo de elasticidade (M. Elastic.) com a densidade tomográfica (DT) e com as densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das diáfises submetidas ao ensaio de compressão - São Paulo - 2007/2008

	DT n = 30	DO DP n = 28	DO LM n = 28
Rigidez	$r = 0,097$ ($p = 0,61$)	$r = 0,331$ ($p = 0,09$)	$r = 0,417$ ($p = 0,03$)
M. Elastic.	$r = 0,288$ ($p = 0,12$)	$r = -0,222$ ($p = 0,26$)	$r = -0,060$ ($p = 0,76$)

Nota: O "n" de DO DP e DO LM foi 28, pois duas das radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

O gráfico a seguir representa a variação da densidade óptica radiográfica na projeção látero-medial em função da rigidez das diáfises submetidas ao ensaio de compressão, mostrando a linha de regressão linear, a qual é definida como sendo a reta que melhor explica a relação entre as duas variáveis (Gráfico 1).

Gráfico 1 - Variação da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) em função da rigidez das diáfises submetidas ao ensaio de compressão

4.2 PEÇAS ANATÔMICAS SUBMETIDAS AO ENSAIO DE FLEXÃO

4.2.1 Valores individuais

Os valores das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM), da densidade tomográfica (DT), de tensão máxima e do módulo de elasticidade obtidos de cada peça anatômica submetida ao ensaio de flexão estão relacionados a baixo (Tabela 3).

Tanto o módulo de elasticidade quanto a tensão máxima no ensaio de flexão são parâmetros avaliados na porção mais externa da superfície dorsal do osso, levando em consideração a geometria do corpo de prova estudado. A tensão máxima determina a força por unidade de área (mm^2) necessária para haver ruptura do ponto mais externo da superfície do material oposta à aplicação da carga.

Tabela 3 - Valores individuais do módulo de elasticidade (M. Elastic.), da tensão máxima (T. Max.), da densidade tomográfica (DT) e das densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão - São Paulo - 2007/2008

N	M. Elastic. (MPa)	T. Max. (MPa)	DT	DO DP (mmAl)	DO LM (mmAl)
1E	2159,84	130,37	1706,95	10,06	14,93
2D	3580,62	189,77	2103,33	11,98	16,74
3E	3468,06	204,12	2226,31	14,28	19,48
4D	4593,02	229,12	2092,07	12,12	17,41
5E	4110,41	208,21	2177,69	10,56	15,53
6D	3355,63	126,58	1895,38	11,70	19,12
7E	4510,94	193,66	2075,08	7,20	12,05
8D	2468,25	157,21	2002,31	12,90	19,32
9E	4756,15	202,16	2117,23	10,86	15,89
10D	3369,00	173,28	2025,46	10,59	16,63
11D	4166,12	224,77	1987,48	14,43	17,64
12E	4233,75	205,37	2042,55	...	...
13D	1711,90	105,32	2003,50	...	...
14E	5656,51	391,09	2200,01	12,40	19,36
15D	3689,89	210,54	2023,03	13,34	18,58
16E	4139,47	207,31	2126,44	13,57	18,11
17D	4381,82	204,57	2122,28	11,38	17,08
18E	7720,55	308,48	2193,87	11,33	17,70
19D	2856,62	180,57	2095,13	13,18	18,60
20E	2326,24	136,53	1839,70	12,27	17,76
21D	1413,77	109,55	1681,24	12,26	14,13
22E	3723,39	210,96	2109,69	12,56	17,46
23D	5432,07	256,33	2169,91	12,93	22,19
24E	4982,50	212,22	2038,94	11,00	16,13
25D	3889,24	229,50	2153,88	12,46	18,87
26E	5668,81	270,28	2010,39	13,13	20,47
27D	4912,16	198,71	2125,89	8,59	12,67
28E	4630,85	207,95	1984,94	12,50	20,43
29D	3751,76	242,43	2119,33	14,60	20,06
30E	5226,76	210,61	2043,87	11,71	14,46

Nota: Os valores de DO DP e LM das peças anatômicas 12 e 13 não estão disponíveis, pois as radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

4.2.2 Estudo das correlações

Estudou-se a correlação do módulo de elasticidade e da tensão máxima com a DT e as DO DP e DO LM das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão (Tabela 4).

Tabela 4 - Coeficiente de correlação (r) do módulo de elasticidade (M. Elastic.) e da tensão máxima (T. Max.) com as densidades ópticas nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão - São Paulo - 2007/2008

	DT n = 30	DO DP n = 28	DO LM n = 28
M. Elastic.	r = 0,618 (p = 0,00)	r = -0,013 (p = 0,51)	r = 0,125 (p = 0,53)
T. Max.	r = 0,666 (p = 0,00)	r = 0,186 (p = 0,34)	r = 0,361 (p = 0,06)

Nota: O "n" de DO DP e DO LM foi 28, pois duas das radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

Os gráficos a seguir representam a variação da densidade tomográfica em função do módulo de elasticidade e da tensão máxima das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão, mostrando as linhas de regressão linear (Gráficos 2 e 3).

Gráfico 2 - Variação da densidade tomográfica (DT) em função do módulo de elasticidade (M. Elastic.) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão

Gráfico 3 - Variação da densidade tomográfica (DT) em função da tensão máxima (T. Max.) das peças anatômicas submetidas ao ensaio de flexão

4.3 DENSIDADES

A média, o desvio padrão e o coeficiente de variação de Pearson (CVP), das DO DP e DO LM de cada uma das peças anatômicas estão relacionados a baixo (Tabela 5). O CVP caracteriza a variabilidade dos dados em termos relativos ao seu valor médio. No presente estudo a maioria dos CVP ficou abaixo de 2%, não ultrapassando 3,7%.

Tabela 5 - Média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação de Pearson (CVP) dos valores de densidade óptica nas projeções dorso-palmar (DO DP) e látero-medial (DO LM) das peças anatômicas utilizadas no experimento - São Paulo - 2007/2008

(Continua)

N		DO DP			DO LM		
		M (mmAl)	DP (mmAl)	CVP	M (mmAl)	DP (mmAl)	CVP
1	D	8,88	0,03	0,36%	12,02	0,09	0,73%
1	E	10,06	0,05	0,45%	14,93	0,02	0,16%
2	D	11,98	0,05	0,39%	16,74	0,16	0,94%
2	E	11,45	0,00	0,00%	16,41	0,19	1,15%
3	D	14,73	0,23	1,59%	20,06	0,18	0,89%
3	E	14,28	0,00	0,00%	19,48	0,17	0,87%
4	D	12,12	0,09	0,75%	17,41	0,02	0,13%
4	E	11,68	0,08	0,65%	17,17	0,10	0,61%
5	D	10,07	0,05	0,51%	15,78	0,07	0,43%
5	E	10,56	0,04	0,42%	15,53	0,18	1,19%
6	D	11,70	0,23	1,96%	19,12	0,05	0,27%
6	E	12,58	0,09	0,72%	18,79	0,03	0,16%
7	D	6,61	0,10	1,57%	9,97	0,13	1,35%
7	E	7,20	0,07	0,93%	12,05	0,18	1,48%
8	D	12,90	0,09	0,70%	19,32	0,20	1,02%
8	E	12,93	0,05	0,41%	18,94	0,69	3,67%
9	D	10,33	0,08	0,79%	15,47	0,02	0,15%
9	E	10,86	0,10	0,88%	15,89	0,05	0,33%
10	D	10,59	0,07	0,64%	16,63	0,00	0,00%
10	E	12,00	0,00	0,00%	16,76	0,04	0,24%
11	D	14,43	0,22	1,54%	17,64	0,03	0,17%
11	E	13,88	0,27	1,94%	17,96	0,02	0,13%
14	D	12,80	0,37	2,88%	17,74	0,17	0,94%
14	E	12,40	0,12	0,99%	19,36	0,00	0,00%

(Conclusão)

N		DO DP			DO LM		
		M (mmAl)	DP (mmAl)	CVP	M (mmAl)	DP (mmAl)	CVP
15	D	13,34	0,14	1,02%	18,58	0,07	0,39%
15	E	12,94	0,05	0,35%	17,55	0,03	0,17%
16	D	12,77	0,03	0,23%	17,61	0,09	0,52%
16	E	13,57	0,00	0,00%	18,11	0,02	0,13%
17	D	11,38	0,15	1,29%	17,08	0,07	0,39%
17	E	10,83	0,04	0,41%	18,58	0,02	0,13%
18	D	10,33	0,05	0,44%	16,35	0,09	0,56%
18	E	11,33	0,10	0,84%	17,70	0,18	1,03%
19	D	13,18	0,02	0,15%	18,60	0,16	0,85%
19	E	13,67	0,03	0,19%	18,35	0,10	0,57%
20	D	13,26	0,00	0,00%	18,13	0,02	0,13%
20	E	12,27	0,05	0,42%	17,76	0,07	0,40%
21	D	12,26	0,04	0,37%	14,13	0,02	0,17%
21	E	11,77	0,00	0,00%	14,65	0,00	0,00%
22	D	12,67	0,43	3,41%	17,94	0,09	0,50%
22	E	12,56	0,02	0,19%	17,46	0,10	0,55%
23	D	12,93	0,02	0,18%	22,19	0,05	0,21%
23	E	13,39	0,05	0,34%	22,37	0,09	0,41%
24	D	11,07	0,05	0,47%	16,40	0,05	0,28%
24	E	11,00	0,00	0,00%	16,13	0,16	0,97%
25	D	12,46	0,18	1,44%	18,87	0,05	0,24%
25	E	11,83	0,03	0,21%	17,98	0,06	0,34%
26	D	14,86	0,02	0,16%	20,09	0,03	0,15%
26	E	13,13	0,05	0,40%	20,47	0,25	1,21%
27	D	8,59	0,05	0,60%	12,67	0,05	0,36%
27	E	8,78	0,05	0,59%	14,02	0,05	0,33%
28	D	11,72	0,08	0,70%	19,23	0,05	0,24%
28	E	12,50	0,03	0,21%	20,43	0,00	0,00%
29	D	14,60	0,05	0,31%	20,06	0,02	0,12%
29	E	14,20	0,14	0,98%	21,62	0,03	0,13%
30	D	11,16	0,05	0,46%	16,58	0,16	0,97%
30	E	11,71	0,03	0,22%	14,46	0,17	1,16%

Nota: Os valores relativos às peças anatômicas 12 e 13 não estão disponíveis, pois as radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

4.3.1 Estudo das correlações

Estudou-se a correlação entre a DT, a DO DP e a DO LM de todas as peças anatômicas utilizadas no experimento (Tabela 6).

Tabela 6 - Coeficiente de correlação (r) entre as variáveis densidade tomográfica (DT), densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) e densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM), de todas as peças anatômicas utilizadas no experimento - São Paulo - 2007/2008

	DO DP n = 56	DO LM n = 56
DT	r = 0,289 (p = 0,03)	r = 0,408 (p = 0,00)
DO LM	r = 0,823 (p = 0,00)	

Nota: O "n" de DO DP e DO LM foi 56, pois quatro das radiografias foram danificadas antes de sua digitalização e não puderam ser repetidas.

Os gráficos a seguir representam a variação da densidade óptica radiográfica na projeção dorso-palmar e da densidade óptica radiográfica na projeção látero-medial em função da densidade tomográfica, e a variação das densidades ópticas radiográficas em função uma da outra, de todas as peças anatômicas, mostrando as linhas de regressão linear (Gráficos 4, 5 e 6).

Gráfico 4 - Variação da densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) em função da densidade tomográfica (DT) de todas as peças anatômicas

Gráfico 5 - Variação da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) em função da densidade tomográfica (DT) de todas as peças anatômicas

Gráfico 6 - Variação da densidade óptica na projeção dorso-palmar (DO DP) em função da densidade óptica na projeção látero-medial (DO LM) de todas as peças anatômicas

5 DISCUSSÃO

No presente estudo foram avaliadas as densidades ópticas radiográficas (DO) em milímetros de Alumínio (mmAl) dos ossos terceiro metacarpiano de eqüinos, assim como a densidade tomográfica, o módulo de elasticidade desses ossos sob uma força de compressão e o módulo de elasticidade e a tensão máxima quando submetidos a um teste de flexão, correlacionando todas essas variáveis entre si.

Escolheu-se o método da absorciometria para este estudo por ser um método não destrutivo e barato, como citado por alguns autores (MEAKIN et al., 1981; MIRSKY; EINHORN, 1998), além de ser uma técnica, cujos equipamentos necessários se apresentavam mais prontamente disponíveis. A técnica se mostrou adequada para o estudo no que diz respeito a sua aplicabilidade, já que as peças anatômicas analisadas estavam dissecadas no momento da exposição radiográfica, não havendo assim a interferência da densidade dos tecidos moles adjacentes relatada tanto por Wahner, Dunn e Riggs (1984a), quanto por Yang et al. (1994).

A utilização do programa de processamento de imagens ImageLab[®] mostrou-se de fácil aplicação e muito preciso na mensuração das DO, uma vez que houve baixa variabilidade entre os valores, constatada pelos coeficientes de variação de Pearson. Isto se deve ao fato da escala de alumínio (penetrômetro) e os ossos terem sido expostos à mesma técnica radiográfica, permitindo assim uma comparação exata entre suas imagens radiográficas. Assim como citado por Vulcano e Santos (2003), neste estudo o método de obtenção da DO independeu dos parâmetros de sensibilização e processamento do filme radiográfico. Porém, vale ressaltar que a técnica radiográfica utilizada neste experimento provou-se ser ideal para uma avaliação qualitativa do osso terceiro metacarpiano na projeção dorso-palmar, mas não na látero-medial, na qual a imagem radiográfica obtida se mostrou subexposta.

A única limitação observada durante este estudo, em relação ao programa computacional, foi a impossibilidade de utilização de imagens digitalizadas em maior definição. No presente estudo utilizou-se 150 ppp, sendo que qualquer nível de definição maior que este (i.e. 300 ppp) não seria aceito pelo programa. Acredita-se que níveis maiores de definição poderiam gerar uma acuidade maior dos valores de DO, pois, como explicado por Chen e Hollender (1995), um aumento do tempo de

varredura das imagens pelo scanner aumenta a variabilidade dos valores em cada ponto da imagem e, conseqüentemente, a distinção entre os degraus do penetrômetro.

Comprovou-se, durante o estudo, que as imagens obtidas em corte, a partir das peças anatômicas, nos permitiram a avaliação do córtex ósseo sem sobreposição de imagens, a mensuração precisa dos valores de espessura das corticais e do canal medular, e a determinação da densidade tomográfica (DT) do córtex ósseo na exata região de interesse. Tal facilidade também foi comprovada e relatada por Wahner, Dunn e Riggs (1984b) e por Mirsky e Einhorn (1998). O programa computacional do aparelho de tomografia computadorizada ainda permite a determinação da área de uma região de interesse, por exemplo, as áreas do canal medular e do corte transversal do osso.

Parte da literatura pesquisada neste estudo afirma que a densidade mineral óssea possui forte correlação com as propriedades mecânicas dos ossos (MEAKIM et al., 1981; LAWRENCE et al., 1994; FORD et al., 2001; KOO et al., 2001). Outros afirmam que pequenas variações do conteúdo mineral podem ser detectadas pelas diversas técnicas não-invasivas anteriormente descritas (JEFFCOTT et al., 1988; TIEDEMAN et al., 1990; BUCKINGHAM et al., 1992; YANG et al., 1994; KOO et al., 2001). Outros poucos dizem que os valores obtidos por essas técnicas podem inferir sobre as propriedades mecânicas em ossos (LÊS et al., 1994; GENANT; JIANG, 2006). Porém, o presente estudo não observou correlação entre os valores densidade óssea obtidos pela absorciometria radiográfica e as propriedades mecânicas dos ossos terceiro metacarpiano de eqüinos, corroborando as afirmações de autores de que outros componentes influenciam na força óssea, além da densidade mineral (BONNICK, 2007; FRIEDMAN, 2006).

Trabalhos como, por exemplo, o de Meakin et al. (1981) e Yang et al. (1994), obtiveram correlação positiva entre o conteúdo mineral ósseo e a densidade óptica óssea obtida pela absorciometria radiográfica, concluindo a partir disso que a metodologia é ideal para inferir sobre as propriedades mecânicas e, conseqüentemente, sobre os riscos de fratura de um determinado osso. Porém, no estudo das correlações dos valores obtidos pelo ensaio de compressão, observou-se não haver correlação linear da DO DP e da DT, com a rigidez, contudo a DO LM e a rigidez apresentaram fraca correlação positiva ($r = 0,417$). Considera-se que a correlação da DO DP com a rigidez pode não ter sido validada ($p = 0,09$) por conta

da exposição radiográfica utilizada. Apesar de adequada para uma avaliação qualitativa, acredita-se que uma exposição excessiva ou um alto contraste possam ter feito com que discretas diferenças de densidades fossem perdidas.

De qualquer forma, com uma correlação fraca ou inexistente, os dados mostram que a DO é pouco sensível quando se quer avaliar a rigidez de um osso terceiro metacarpiano a forças de compressão. Mesmo levando-se em consideração a geometria do corpo de prova ensaiado e a distribuição das forças por ele, o módulo de elasticidade não apresentou correlação com nenhum dos métodos de obtenção de densidade óssea. Vale ressaltar que a utilização da rigidez, para o teste de correlação com os valores de densidade, foi considerada mais significativa do que o módulo de elasticidade, uma vez que as densidades são inerentes ao corpo de prova assim como a rigidez.

Dessa forma, os resultados obtidos não corroboram as citações de Meakin et al. (1981) e Yang et al. (1994), de que quanto menor fosse a densidade óssea, menor seria a força do mesmo e, conseqüentemente, maior seriam suas chances de fratura.

No ensaio de flexão os parâmetros utilizados, módulo de elasticidade e tensão máxima, são referentes à região mais externa e distante do ponto de aplicação de carga pela máquina de ensaio mecânico, a qual no caso do presente estudo foi a face dorsal do ponto médio do osso terceiro metacarpiano. Este fato explica o porquê houve correlação positiva intermediária destes parâmetros com a DT e não com a DO DP e nem com a DP LM, uma vez que a primeira foi determinada exatamente na porção dorsal do córtex ósseo no ponto médio do osso. Além do que, o módulo de elasticidade e a tensão máxima levam em consideração a geometria do osso estudado e a distribuição das forças nele aplicadas, e a DT foi medida em um corte tomográfico de espessura conhecida (2 mm) e sem sobreposição de densidades diferentes, como explicado por Wahner, Dunn e Riggs (1984b). Entretanto as DO são obtidas de uma imagem que, como explicado por Berry e Thrall (2007), representa o grau de atenuação dos raios-X pelas diversas densidades sobrepostas e suas espessuras, no caso deste estudo, duas porções do córtex ósseo e do canal medular.

O estudo das correlações entre as densidades teve como função mostrar o que foi descrito acima. No presente estudo foi comprovado haver uma correlação entre a DT e as DO DP ($p = 0,03$) e LM ($p = 0,00$). Porém, essas correlações foram

consideradas fracas ($r < 0,5$) provavelmente pela sobreposição de densidades que ocorre no exame radiográfico convencional. Sugere-se que se utilizando a metodologia da densidade óptica radiográfica em fragmentos de córtex ósseo de espessura uniforme e sem sobreposição de outro tipo de densidade (i.e. canal medular) obter-se-ia uma correlação mais forte com a DT. As DO DP e LM apresentaram uma forte correlação linear ($r = 0,823$) entre si, uma vez que se trata do mesmo osso terceiro metacarpiano, corroborando as afirmações de que a absorciometria radiográfica é uma técnica precisa para determinar a densidade mineral óssea (MEAKIM et al., 1981; WAHNER; DUNN; RIGGS, 1984a; YANG et al., 1994; MIRSKY; EINHORN, 1998).

Os resultados apresentados no presente estudo corroboram a citação de Seeman e Martin (1989) de que, assim como as outras técnicas, a absorciometria radiográfica não é um método com alta sensibilidade e especificidade para predizer riscos de fraturas.

Estudos devem ser realizados com o objetivo de se determinar quais técnicas são precisas, seguras e adequadas para se determinar a força óssea e predizer riscos de fraturas em eqüinos, mesmo que a associação de duas ou mais seja necessário, como descrito nos trabalho de Jeffcott et al. (1988) e Buckingham et al. (1992).

6 CONCLUSÕES

Nas condições em que este estudo foi realizado e através da análise dos resultados, foi possível comprovar que a metodologia utilizada para a obtenção da absorciometria radiográfica é de fácil aplicação, baixo custo e precisa, corroborando os dados da literatura.

O estudo mostrou também que a densidade óptica radiográfica possui uma correlação positiva, apesar de fraca, com a densidade óssea obtida pela tomografia, já que as duas técnicas se utilizam do mesmo princípio de atenuação dos feixes de raios-X para formação da imagem.

E por fim, concluiu-se que não se pode inferir que os valores de densidade óssea obtidos pela absorciometria radiográfica do osso terceiro metacarpiano de um eqüino tenha correlação com a capacidade deste osso de absorver cargas de compressão e flexão. Ou seja, caso seja feito um acompanhamento radiográfico do osso terceiro metacarpiano de um eqüino com avaliação de sua densidade óptica radiográfica, e esta apresente uma diminuição ao longo do tempo, sugere-se que não se pode afirmar que este osso estará mais ou menos sujeito a sofrer algum tipo de lesão mecânica.

REFERÊNCIAS

- ABSORPTIOMETRY. In: PEASE, JR., R. W. **Merriam-webster's medical dictionary**. Springfield: Merriam-webster, 1995. Disponível em: <<http://medical.merriam-webster.com/medical/absorptiometry>>. Acesso em: 30 maio 2008.
- BERRY, C. R.; THRALL, D. E. Introduction to radiographic interpretation. In: THRALL, D. E. **Textbook of veterinary diagnostic radiology**. 5th ed. St. Louis: Saunders, 2007. p. 78-92.
- BONNICK, S. L. Noninvasive assessments of bone strength. **Current Opinion in Endocrinology, Diabetes and Obesity**, v. 14, n. 6, p. 451-457, Dec. 2007.
- BOONEN, S.; CHENG, X.; NICHOLSON, P. H. F.; VEBEKE, G.; BROOS, P.; DEQUERER, J. The accuracy of peripheral skeletal assessment at the radius in estimating femoral bone density as measured by dual-energy X-ray absorptiometry: a comparative study of single-photon absorptiometry and computed tomography. **Journal of Internal Medicine**, v. 242, n. 4, p. 323-328, Oct. 1997.
- BUCKINGHAM, S. H.; JEFFCOTT, L. B.; ANDERSON, G. A.; MCCARTNEY, R. N. In vivo measurement of bone quality in the horse: estimates of precision for ultrasound velocity measurement and single photon absorptiometry. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 30, n. 1, p. 41-45, Jan. 1992.
- BUTTLER, J. A.; COLLES, C. M.; DYSON, S. J.; KOLD, S. E.; POULOS, P. W. The metacarpus and metatarsus. In: _____. **Clinical radiology of the horse**. 2nd ed. Oxford: Blackwell Science Ltd, 2000. p. 131-170.
- CARTER, D. R.; SPENGLER, D. M. Biomechanics of fracture. In: SUMNER-SMITH G. **Bone in clinical orthopedic**. 2nd ed. Dübendorf: AO Publishing, 2002. p. 305-335.
- CHEN, S. K.; HOLLENDER, L. Digitizing of radiographs with a flatbed scanner. **Journal of Dentistry**, v. 23, n. 4, p. 205-208, Aug. 1995.
- CORNELISSEN, B. P.; VAN WEEREN, P. R.; EDERVEEN, A. G.; BARNEVELD, A. Influence of exercise on bone mineral density of immature cortical and trabecular bone of the equine metacarpus and proximal sesamoid bone. **Equine Veterinary Journal**, v. 31, p. 79-85, Nov. 1999. Suplemento.
- DAVIES, H. M. Relationships between third metacarpal bone parameters and surface strains. **Equine Veterinary Journal**, v. 33, p. 16-20, Apr. 2001.
- DONABEDIAN, M.; DELGUSTE, C.; PERONA, G.; LEBECQUE, P.; DUBOEUF, F.; LEPAGA, O.; MARTIN-ROSSET, W. Third metacarpal bone mineral density assessment in the standing horse by dual X-ray absorptiometry: suitability,

precision and accuracy. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 18, n. 1, p. 26-30, 2005.

- DUBREZ, B.; JACOT-DESCOMBES, A.; PUN, T.; CIMASONI, G. Comparison of photodensitometric with high-resolution digital analysis of bone density of serial dental radiographs. **Dento Maxillo Facial Radiology**, v. 21, n. 1, p. 40-44, Feb. 1992.
- DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. The forelimb of the horse. In: _____. **Textbook of veterinary anatomy**. 3rd ed. Philadelphia: Saunders, 2002. p. 568-605.
- DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. The locomotor apparatus. In: _____. **Textbook of veterinary anatomy**. 3rd ed. Philadelphia: Saunders, 2002. p. 32-99.
- 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. 979-982, Apr. 1979.
- FORD, M. A.; TURNER, L.; DIBREZZO, R.; CHO, H. K. Bone densitometry in assessment of bone mineral density. **The Journal of the Arkansas Medical Society**, v. 98, n. 3, p. 86-88, Sep. 2001.
- FRIEDMAN, A. W. Important determinants of bone strength beyond bone mineral density. **Journal of Clinical Rheumatology**, v. 12, n. 2, p. 70-77, Apr. 2006.
- GENANT, H. K.; JIANG, Y. Advanced imaging assessment of bone quality. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1068, p. 410-428, Apr. 2006.
- GETTY, R. Osteologia. In: _____. **Anatomia dos animais domésticos**. 5. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1986. p. 19-33.
- GRIER, S. J.; TURNER, A. S.; ALVIS, M. R. The use of dual-energy x-ray absorptiometry in animals. **Investigative Radiology**, v. 31, n. 1, p. 50-62, Jan. 1996.
- HUI, S. L.; GAO, S.; ZHOU, X.; JOHNSTON, JR., C. C.; LU, Y.; GLÜER, C. C.; GRAMPP, S.; GENANT, H. Universal standardization of bone density measurements: a method with optimal properties for calibration among several instruments. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 12, n. 9, p. 1463-1470, Sep. 1997.
- JEFFCOTT, L. B.; BUCKINGHAM, S. H.; MCCARTHY, R. N.; CLEELAND, J. C.; SCOTTI, E.; MCCARTNEY, R. N. Non-invasive measurement of bone: a review of clinical and research applications in the horse. **Equine Veterinary Journal**, v. 6, p. 71-79, Sep. 1988. Suplemento.
- KNELLER, S. K. The metacarpus and metatarsus. In: THRALL, D. E. **Textbook of veterinary diagnostic radiology**. 5th ed. St. Louis: Saunders, 2007. p. 398-408.

- KOO, M. W. M.; YANG, K. W.; BEGEMAN, P.; HAMMAMI, M.; KOO, W. W. K. Prediction of bone strength in growing animals using noninvasive bone mass measurements. **Calcified Tissue International**, v. 68, n. 4, p. 230-234, Apr. 2001.
- LAWRENCE, L. A.; OTT, E. A.; MILLER, G. J.; POULOS, P. W.; PIOTROWSKY, G.; ASQUITH, R. L. The mechanical properties of equine third metacarpals as affected by age. **Journal of Animal Science**, v. 72, n. 10, p. 2617-2623, Oct. 1994.
- LAWRENCE, L. M.; MURPHY, M.; BUMP, K.; WESTON, D.; KEY, J. Growth responses in hand-reared and naturally reared quarter horses foals. **Equine Practice**, v. 13, n. 2, p. 19-26, Feb. 1991.
- LÊS, C. M.; KEYAK, J. H.; STOVER, S. M.; TAYLOR, K. T.; KANEPS, A. J. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 12, n. 6, p. 822-833, Nov. 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, May 1998.
- MARKEL, M. D. Bone structure and the response of bone to stress. In: NIXON, A. J. **Equine fracture repair**. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996. p. 3-9.
- MEAKIM, D.W.; OTT, E.A.; ASQUITH, R.L.; FEASTER, J.P. Estimation of mineral content of the equine third metacarpal by radiographic photometry. **Journal of Animal Science**. v. 53, n. 4, p. 1019-1026, Oct. 1981.
- MENDENHALL, A. L.; CANTWELL, H. D. Metacarpus (Canon and Splint Bones). In: _____. **Equine radiographic procedures**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1988. p. 67-75.
- MIRSKY, E. C.; EINHORN, T. A. Bone densitometry in orthopaedic practice. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 80, n. 11, p. 1687-1698, Nov. 1998.
- MUIR, P.; MARKEL, M. D. Geometric variables and bone mineral density as potencial predictors for mechanical properties of the radius of greyhounds. **American Journal of Veterinary Research**, v. 57, n. 7, p. 1094-1097, July 1996.
- SCHNEIDER, R. Radiologic methods of evaluating generalized osteopenia. **The Orthopedic Clinics of North America**, v. 14, n. 4, p. 631-651, Oct. 1984.
- SEEMAN, E.; MARTIN, T. J. Non-invasive techniques for the measurement of bone mineral. **Baillière's Clinical Endocrinology and Metabolism**, v. 3, n. 1, p. 1-33, May 1989.
- STERMAN, F. A. **Avaliação da densidade mineral óssea em eqüinos atletas destinados ao enduro eqüestre pelo método de densitometria óptica**

radiográfica. 2001. 47 f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

- TICER, J. W. Thoracic limb. In: _____. **Radiographic technique in veterinary practice**. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1984. p. 404-458.
- TIEDEMAN, J. J.; LIPPIELLO, L.; CONNOLLY, J. F.; STRATES, B. S. Quantitative roentgenographic densitometry for assessing fracture healing. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 253, p. 279-286, Apr. 1990.
- TROUERBACH, W. T.; STEEN, W. H. A.; ZWAMBORN, A. W.; SCHOUTEN, H. J. A. A study of the radiographic aluminum equivalent values of the mandible. **Oral Surgery**, v. 58, n. 5, p. 610-616, Nov. 1984.
- VULCANO, L. C.; CIARLINI, L. D. R. P.; LOUSADA, M. J. Q.; CALDAS, E. L. C. Valores normais da densidade óssea do carpo ulnar em potros em crescimento da raça Quarto de Milha através da densitometria óptica radiográfica. **Hora Veterinária**, v. 17, n. 100, p. 52-54, Nov.- Dez. 1997.
- VULCANO, L. C.; SANTOS, F. A. M. Determination and padronization of normal values of bone mineral density (BMD) of the accessory carpus bone in young thoroughbred horse using optical densitometry in radiographic image. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 40, p. 54-61, 2003. Suplemento 1.
- WAHNER, H. W.; DUNN, W. L.; RIGGS, B. L. Assessment of bone mineral. Part 1. **The Journal of Nuclear Medicine**, v. 25, n. 10, p. 1134-1141, Oct. 1984.
- WAHNER, H. W.; DUNN, W. L.; RIGGS, B. L. Assessment of bone mineral. Part 2. **The Journal of Nuclear Medicine**, v. 25, n. 11, p. 1241-1253, Nov. 1984.
- WALTER, L. J.; DAVIES, H. M. Analysis of a radiographic technique for measurement of equine metacarpal bone shape. **Equine Veterinary Journal**, v. 33, p. 141-144, Apr. 2001. Suplemento.
- YANG, S.; HAGIWARA, S.; ENGELKE, K.; DHILLON, M. S.; GUGLIELMI, G.; BENDAVID, E. J.; SOEJIMA, O.; NELSON, D. L.; GENANT, H. K. Radiographic absorptiometry for bone mineral measurement of the phalanges: precision and accuracy study. **Radiology**, v. 192, p. 857-859, Sep. 1994.