

AVALIAÇÕES DE DENSIDADE ÓSSEA EM IMAGENS RADIOGRÁFICAS: ESTUDO EM PEÇAS ÓSSEAS DE CÃES

M. J. Q. Louzada¹, C. A. Pelá², W. D. Belangero³ e R. Santos-Pinto⁴.

RESUMO -- O objetivo deste estudo é avaliar a aplicabilidade e a sensibilidade da técnica de densitometria óptica radiográfica, no acompanhamento de variações de massa em peças ósseas de cães. Com este objetivo, foram realizadas tomadas radiográficas, de tempos em tempos, de 24 peças obtidas do terço médio de tíbias de cães. Estas peças passaram por processos de descalcificação controlada. As variações do conteúdo mineral das peças ósseas foram determinadas pelas medidas de suas massas secas, através de balança de precisão. As curvas de correlações lineares, entre as massas secas e os valores obtidos através da densitometria óptica das imagens radiográficas de cada peça óssea, forneceram coeficientes de correlações superiores a 0,97, em 70,83% das peças. Outro grupo, de 8 peças, foi utilizado em teste de contra-prova.

Palavras-chave: Densitometria óssea, Densitometria Óptica Radiográfica, Fotodensitometria.

INTRODUÇÃO

Apesar das técnicas de avaliações quantitativa e qualitativa do estado de mineralização óssea estarem avançando de forma acentuada, seus graus de complexidade e de custo impedem, até certo ponto, sua utilização de forma rotineira.

Por outro lado, o número de pessoas necessitadas de informações mais precoces das alterações da massa óssea aumenta de forma acentuada, demandando custos elevados.

Só nos EUA têm se estimado que mais de 1,3 milhões das fraturas ósseas que ocorrem por ano estão associadas à osteoporose, produzindo um custo avaliado em US\$ 3,8 bilhões (Osteoporosis Consensus Conference, 1984). Entretanto, de acordo com Riggs e Wahner (1988), este custo está entre 7 a 10 bilhões de dólares, sendo que o preço pago pela sociedade persistirá, enquanto não se obtiverem medidas eficientes no diagnóstico e controle terapêutico desta patologia.

¹ Professor Assistente Doutor, Departamento de Apoio, Produção e Saúde Animal, Curso de Medicina Veterinária, Universidade Estadual Paulista, Caixa Postal 533, 16050-680, Araçatuba, SP.

² Professor Assistente Doutor, Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade São Paulo, Ribeirão Preto SP.

³ Professor Assistente Doutor, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP.

⁴ Professor Titular, Centro de Assistência Odontológica a Excepcionais, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, SP.

Segundo Zerbini (1987), o custo decorrente da osteoporose nos EUA, em 1987, foi de aproximadamente US\$ 10 bilhões. Ele cita que "a osteoporose é realmente um problema importante de saúde pública" e novas pesquisas devem ser direcionadas para se estimular o desenvolvimento de métodos precisos e baratos para sua monitoração.

Apesar da falta de estatísticas confiáveis, no Brasil, só em 1986, a osteoporose foi co-responsável por, aproximadamente, 1,2 milhões de fraturas (Zerbini, 1987), nos mais diversos ossos.

Fica claro, portanto, a necessidade de se estabelecerem métodos diagnósticos, pouco sofisticados, práticos e baratos que possam atingir uma faixa considerável da população de risco.

O diagnóstico da variação da massa óssea pode ser efetuado por métodos não-invasivos ou por invasivos. Dentre os não-invasivos distinguem-se os radiológicos e os não-radiológicos, sendo que destes últimos, destaca-se o ultra-som (Jurist, 1970; Greenfield *et alii*, 1981; McKelvie e Palmer, 1987; Slemenda e Johnston, 1988; Resch *et alii*, 1990; Waker *et alii*, 1992) e, mais atualmente, a ressonância nuclear magnética (Lang *et alii*, 1991).

Dentre os métodos radiológicos quantitativos podem ser citados: a análise geométrica de radiografias, a radiogrametria (Barnett e Nordim, 1960; Hurxthal, 1968; Exton-Smith *et alii*, 1969; Exton-Smith *et alii*, 1969a; Rosling *et alii*, 1975; Price, 1980; Hausmann *et alii*, 1982; Jhamaria *et alii*, 1983; Jeffcoat *et alii*, 1984; Kimmel, 1984; Schneider, 1984; Miyahara, 1987), absorção de fótons (Wentworth *et alii*, 1971; Christiansen *et alii*, 1976; Hausmann *et alii*, 1982; Kimmel, 1984; Schneider, 1984; Suominen *et alii*, 1984; Raymakers *et alii*, 1986; Sabatier e Guardier-Souquieres, 1987; Wasnich *et alii*, 1987; Slemenda e Johnston, 1988; Genant *et alii*, 1989; Mazess *et alii*, 1989; Ell, 1990; Adachi e Webber, 1991; Waker *et alii*, 1992; Waud *et alii*, 1992), ativação de nêutrons (Kimmel, 1984; Schneider, 1984), espalhamento Compton (Schneider, 1984; Shukla *et alii*, 1986), tomografia computadorizada (Ruegsegger *et alii*, 1976; Kimmel, 1984; Schneider, 1984; Raymakers *et alii*, 1986; Zeelenberg *et alii*, 1987; Genant *et alii*, 1989; Ell, 1990; Meriot *et alii*, 1993) e, densitometria óptica (Santos-Pinto, 1964; Marques Neto, 1974; Carvalho *et alii*, 1976; Carvalho, 1979; Meakim *et alii*, 1981; Louzada, 1988; Louzada *et alii*, 1990; Majer *et alii*, 1991; Dubrez *et alii*, 1992).

Neste trabalho, utilizou-se a densitometria óptica radiográfica, para o acompanhamento das variações de densidade óssea em peças ósseas de cães, com o objetivo de demonstrar sua praticidade, precisão e sensibilidade, aliada a um custo significativamente inferior às outras técnicas.

MATERIAL E MÉTODO

Do terço médio de tíbias de cães adultos, sem raça definida, foram obtidas 32 peças ósseas. De cada tíbia era retirado um fragmento do terço médio, de aproximadamente 1,2 cm de comprimento, que, depois, era dividido longitudinalmente em dois (parte anterior e, parte posterior), configurando as peças para o estudo.

Estas peças, após serem retiradas dos animais, foram levadas a uma estufa a 90°C por 4 horas, para secar e, a seguir, foram pesadas em balança digital (com precisão de 0,001g), obtendo-se seus valores de massa seca no instante zero.

O processo de secagem e pesagem destas peças ósseas foi realizado, também, após cada período pré-determinado de permanência em solução descalcificadora.

A solução descalcificadora (solução de ácido fórmico 50% e citrato de sódio 20%, na proporção de 1x1) (Luna, 1968) foi utilizada com o objetivo de variar o conteúdo mineral das peças ósseas. Desta maneira, foram elas colocadas em recipientes individuais contendo, cada recipiente, 50ml de solução por grama de massa óssea seca (previamente estimado), soluções estas trocadas a cada 6 horas.

As peças foram separadas em dois grupos, conforme consta na tabela 1, sendo que o grupo II, serviu para teste de contra-prova.

Tabela 1. Características dos grupos de estudo das peças de cães: número de peças, tempo em solução, tomadas radiográficas e pesagem de suas massas secas.

| Grupo | Nº de Peças | Tempo em Solução Descalcificadora (horas) | Tomadas Radiográficas e Pesagem das Massas Secas (horas) |
|-------|-------------|---|--|
| I | 24 | 24 | zero, 6, 12, 18 e 24 |
| II | 8 | 30 | zero, 6*, 12, 18, 24 e 30 |

* Não foi realizada tomada radiográfica do grupo II no tempo 6 horas.

Como referencial densitométrico, nas tomadas radiográficas, utilizou-se um penetrômetro de alumínio (liga 6063, ABNT) de 18 degraus (0,5mm de espessura para o primeiro degrau variando, do segundo até o décimo, de 0,5 em 0,5mm; do décimo primeiro até o último, variação de 2,0 em 2,0mm; cada degrau com 5x12mm de área), e duas chapas de alumínio de 10x1cm e 3mm de espessura, colocadas a 4cm à direita e à esquerda do centro da tela intensificadora aos lados do penetrômetro. As peças ósseas foram colocadas justapostas a estas chapas (figura 1).

O aparelho de raios X utilizado foi de marca comercial, CRX, modelo CRX200, calibrado, com distância foco-filme de 1m, ajustado para 55kVp e 5mAs.

Em todo o estudo utilizou-se filme radiográfico marca BRAF, não necessariamente do mesmo lote, para as tomadas radiográficas.

O feixe principal dos raios X foi dirigido, perpendicularmente, ao centro geométrico da tela, através de referencial luminoso existente no aparelho de raios X.

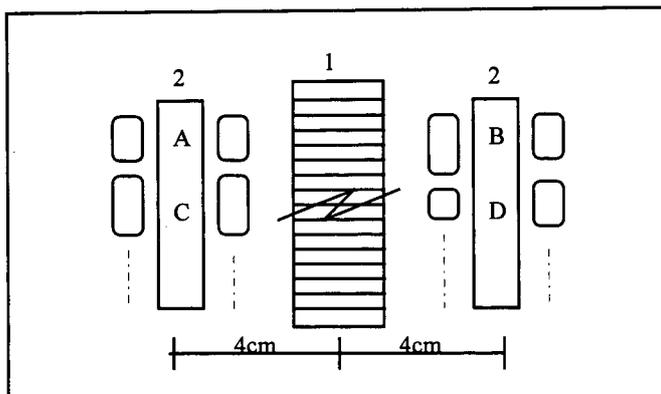


Figura 1. Esquema para a tomada radiográfica, onde: (1) penetrômetro de Alumínio; (2) chapas de Alumínio e, peças ósseas (próximas às chapas). A, B, C,...., são as regiões, nas chapas, de análise densitométrica.

O processo de revelação e fixação foi manual, sendo que em todo o estudo procurou-se usar procedimentos radiológicos de rotina clínica.

Para a realização das leituras densitométricas, foi utilizado um densitômetro Macbeth TD528, previamente calibrado, com 1,0mm de diâmetro de abertura para entrada de luz. As leituras eram obtidas ponto a ponto.

Em cada radiografia, inicialmente, foram feitas as leituras de densidade óptica na região central da imagem radiográfica de cada um dos 18 degraus do penetrômetro e, a seguir, nas imagens radiográficas das peças. Devido à não homogeneidade do tecido ósseo, em cada peça foram feitas 10 tomadas de densidade óptica em região central, de maneira a obter um valor de densidade óptica média, que melhor representasse a amostra.

Nas imagens das chapas de alumínio, nas proximidades de cada uma das peças ósseas (figura 1, pontos A, B, etc), foram realizadas cinco leituras de densidade óptica, obtendo-se a média entre elas.

Os dados densitométricos foram convertidos em valores relativos à espessura do penetrômetro padrão de alumínio, utilizando-se a expressão matemática de Pelá *et alii* (1990) e o programa computacional de Pelá *et alii* (1992), adaptado de maneira a se trabalhar em setores da curva densitométrica característica. Esta setorização constou dos seguintes passos (figura 2): 1) tomada radiográfica; 2) plotagem da curva densitométrica característica, com os valores de densidade óptica das imagens dos degraus e com as respectivas espessuras destes degraus ($DO_i \times esp_i$); 3) na imagem da peça óssea, obtenção do valor em densidade óptica (DO_{OSSO}) e, por comparação, determinação do degrau cuja densidade óptica mais se lhe assemelhasse. Este degrau serviu de referência para a setorização da curva densitométrica característica; 4) geração da equação de Pelá *et alii* (1990), através do microcomputador, com os valores de densidade e espessura e, 5)

determinação da expressão matemática (portanto, nova curva densitométrica) ajustada ao setor pré-determinado. A seguir, obtenção do valor equivalente em espessura de alumínio (através do microcomputador), para o valor de densidade óptica da imagem da peça óssea (DO_{osso}).

Para a verificação da praticidade, precisão e sensibilidade da metodologia densitométrica, avaliou-se os coeficientes de correlação linear entre os valores de massa seca e as espessuras relativas, em milímetros de alumínio, para cada peça óssea.

Para corrigir os valores de espessura devido à não uniformidade da radiação X, foram utilizados os valores médios das leituras de densidade óptica obtidos nas imagens radiográficas das chapas de alumínio, nas proximidades de cada peça óssea (figura 1). Desta maneira, com estes valores médios de densidade óptica da chapa de alumínio, foram calculadas, via procedimento acima, suas correspondentes espessuras em milímetros de alumínio. Estas espessuras calculadas foram comparadas com a espessura real da chapa, qual seja, de 3mm e suas variações atribuídas à não uniformidade da radiação X no campo radiográfico. Estas variações foram utilizadas para corrigir os valores em espessura das peças ósseas, através de regra de três simples.

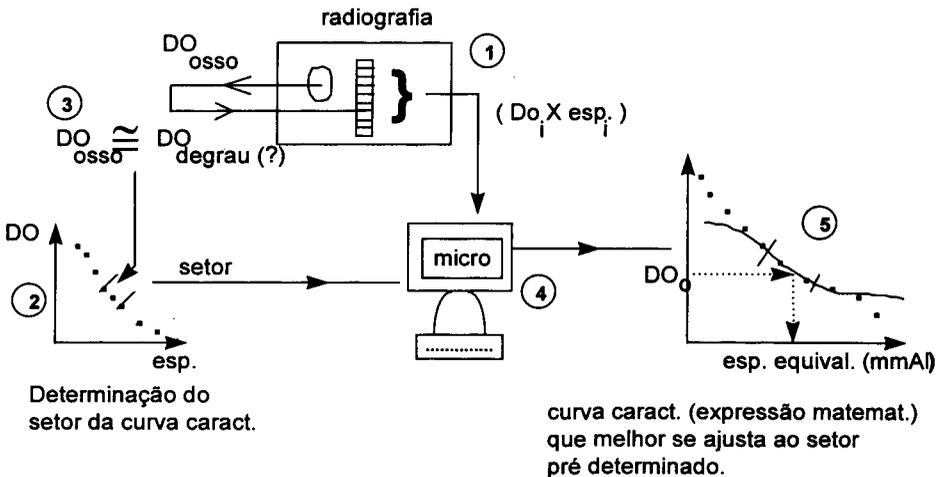


Figura 2. Esquema de setorização de curva densitométrica característica (explicação no texto).

Um teste de contra-prova foi realizado com as peças ósseas do grupo II. Assim, a tomada radiográfica no tempo 6 horas deliberadamente não foi feita, sendo, o valor de densidade óptica por ela fornecido, estimado através dos demais pontos. Para isto, inicialmente se construiu, para cada peça óssea, a curva de regressão linear entre os valores de *espessura relativa X tempo* (curva 1, na figura 3), obtidos para os tempos zero, 12, 18, 24 e 30 horas, se determinando, através dela, o valor da espessura E_6 , correspondente ao tempo 6 horas. A seguir, este valor E_6 foi levado à curva de regressão linear determinada a partir dos valores de *massa seca X espessura relativa* (curva 2, na

figura 3), estimando-se seu correspondente valor em massa, M_6 . Este valor estimado foi confrontado com o valor pesado com a balança e o erro relativo calculado. Este procedimento foi realizado individualmente para cada uma das peças do grupo II.

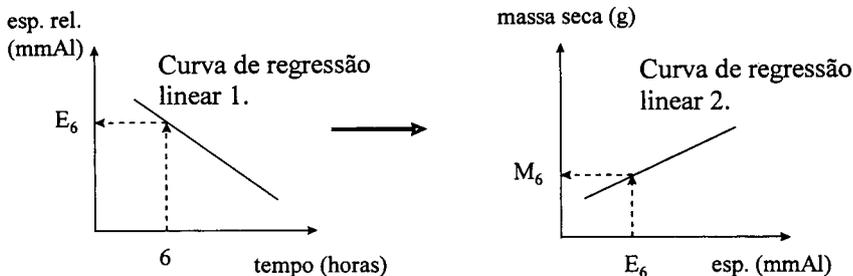


Figura 3. Esquema para realização do teste de contra-prova (explicação no texto).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados de massa seca do grupo I e II, respectivamente, encontrados no início das medidas e após processos de descalcificação, são apresentados nas tabelas 2 e 3.

A avaliação da massa seca mostrou-se eficiente, com baixa possibilidade de ocorrência de erros de execução, uma vez que só dependeu da secagem das peças e da pesagem em balança digital convencional.

Observa-se que o tempo de descalcificação de 6 horas proporcionou retirada média de 12,98% de cálcio, valor significativamente menor do que aquele necessário para a identificação a olho nu em radiografias convencionais ($\pm 40\%$) (Ekman *et alii*, 1970; Majer *et alii*, 1990).

A descalcificação controlada e progressiva foi método simples e eficiente, vindo de encontro à necessidade de promover retiradas graduais de cálcio do tecido ósseo.

A idéia fundamentou-se no fato de que a descalcificação das peças ósseas, promovida pela solução ácida, mimetizaria rapidamente o processo de desmineralização sofrido pelo esqueleto humano, constituindo-se em modelo experimental adequado para o estudo destas variações biológicas. Foram utilizadas peças ósseas de cães, pelo fato destas terem consistência óssea semelhante à do homem, anatomia e fisiologia bem conhecidas e serem de fácil obtenção.

Outros autores utilizaram métodos diversos para realizar a desmineralização óssea, seja através de ações mecânicas (Hausmann *et alii*, 1982; Ortman *et alii*, 1985), ou pela utilização de EDTA (Ácido Etilico Diamino Tetracético Dissódico) por Brägger *et alii* (1988).

Tabela 2. Valores de massa seca nos tempos zero, 6, 12, 18 e de 24 horas, após permanência em solução descalcificadora, das peças do Grupo I, de cães.

| Peça | Tempo (horas) | | | | |
|--------------|---------------|-------|-------|-------|-------|
| | zero | 6 | 12 | 18 | 24 |
| 1 | 0,747 | 0,655 | 0,597 | 0,531 | 0,447 |
| 2 | 1,045 | 0,920 | 0,837 | 0,715 | 0,595 |
| 3 | 0,759 | 0,668 | 0,612 | 0,545 | 0,462 |
| 4 | 1,049 | 0,921 | 0,842 | 0,734 | 0,613 |
| 5 | 0,450 | 0,403 | 0,369 | 0,326 | 0,273 |
| 6 | 0,456 | 0,401 | 0,367 | 0,318 | 0,266 |
| 7 | 0,384 | 0,339 | 0,308 | 0,265 | 0,214 |
| 8 | 0,457 | 0,404 | 0,371 | 0,327 | 0,268 |
| 9 | 1,081 | 0,907 | 0,790 | 0,694 | 0,569 |
| 10 | 1,266 | 1,084 | 0,958 | 0,856 | 0,660 |
| 11 | 1,006 | 0,858 | 0,747 | 0,698 | 0,501 |
| 12 | 0,907 | 0,765 | 0,657 | 0,573 | 0,439 |
| 13 | 0,940 | 0,779 | 0,664 | 0,590 | 0,432 |
| 14 | 1,031 | 0,895 | 0,727 | 0,647 | 0,507 |
| 15 | 1,100 | 0,943 | 0,811 | 0,729 | 0,557 |
| 16 | 0,787 | 0,674 | 0,585 | 0,515 | 0,396 |
| 17 | 0,888 | 0,784 | 0,720 | 0,644 | 0,534 |
| 18 | 1,147 | 1,025 | 0,935 | 0,849 | 0,714 |
| 19 | 0,871 | 0,765 | 0,698 | 0,651 | 0,518 |
| 20 | 1,167 | 1,042 | 0,944 | 0,872 | 0,701 |
| 21 | 0,825 | 0,722 | 0,635 | 0,563 | 0,456 |
| 22 | 0,865 | 0,757 | 0,662 | 0,590 | 0,480 |
| 23 | 0,936 | 0,818 | 0,733 | 0,678 | 0,513 |
| 24 | 0,743 | 0,634 | 0,583 | 0,513 | 0,422 |
| média | 0,871 | 0,757 | 0,673 | 0,601 | 0,481 |
| DP | 0,237 | 0,204 | 0,178 | 0,164 | 0,130 |

Tabela 3. Valores de massa seca nos tempos zero, 6, 12, 18, 24 e 30 horas, após permanência em solução descalcificadora das peças do Grupo II, de cães.

| Peça | Tempo (horas) | | | | | |
|-------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | zero | 6 | 12 | 18 | 24 | 30 |
| 1 | 0,448 | 0,398 | 0,355 | 0,304 | 0,256 | 0,213 |
| 2 | 0,511 | 0,456 | 0,413 | 0,357 | 0,300 | 0,242 |
| 3 | 0,486 | 0,432 | 0,383 | 0,327 | 0,269 | 0,216 |
| 4 | 0,465 | 0,417 | 0,368 | 0,306 | 0,245 | 0,193 |
| 5 | 0,400 | 0,353 | 0,315 | 0,270 | 0,225 | 0,182 |
| 6 | 0,490 | 0,439 | 0,384 | 0,322 | 0,252 | 0,182 |
| 7 | 0,411 | 0,370 | 0,324 | 0,275 | 0,224 | 0,176 |
| 8 | 0,422 | 0,375 | 0,332 | 0,283 | 0,228 | 0,187 |
| média | 0,454 | 0,405 | 0,359 | 0,306 | 0,250 | 0,199 |
| DP | 0,038 | 0,034 | 0,032 | 0,026 | 0,024 | 0,021 |

Na tabela 4 estão os valores de densidade óptica obtidos na primeira tomada radiográfica.

Os valores de densidade óptica foram convertidos para valores relativos à espessura, em mmAl, através da metodologia proposta, e são apresentados nas tabelas 5 e 6, respectivamente para o grupo I e II.

Não obstante a literatura relatar a utilização de outros procedimentos matemáticos como funções de transferência de valores de densidade óptica radiográfica para valores em espessuras de alumínio, optou-se, neste estudo, pela expressão de Pelá *et alii* (1990). Esta expressão foi testada por Pelá *et alii* (1992), fornecendo precisão com erro de 1,5%, em imagens radiográficas de um penetrômetro cuja espessura entre degraus sucessivos era de 2mm.

Da análise dos coeficientes de correlação linear entre os valores de massa óssea seca e espessura em milímetros de alumínio corrigidos quanto aos efeitos da não-uniformidade da radiação X (tabela 7), constatou-se que, para as peças do grupo I, das 24, oito (33,33%) exibiram um coeficiente de correlação linear (r) acima de 0,990; dezessete delas, ou seja 70,83%, exibiram um coeficiente de correlação linear acima de 0,970, significativo ao nível de 5%. Nas figura 4 e 5 são demonstradas as correlações em dois casos. Meakim *et alii* (1981) citaram ter obtido estreitos coeficientes de correlação (de 0,88 a 0,94, com $p < 0,01$), quando confrontaram seus achados em conteúdo mineral ósseo com seus valores de espessura, em milímetros de alumínio; Hausmann *et alii* (1982) obtiveram uma correlação de 0,96 entre seus valores de densidade óptica radiográfica e de absorção da radiação gama (pela massa óssea); Ortman *et alii* (1985) verificaram 0,85 de coeficiente de correlação, entre suas leituras densitométricas e de absorção da radiação gama e, Brägger *et alii* (1988) constataram correlação entre seus valores densitométricos e os encontrados

através da espectroscopia de absorção atômica (na avaliação da quantidade de cálcio existente em amostras ósseas) de 0,91 a 0,975.

Tabela 4. Valores de densidade óptica (DO), da 1ª tomada radiográfica (dia zero), das peças ósseas de 1 a 8, do grupo I, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

| Penetrômetro de Alumínio | | | DO das Peças Ósseas | | | | | | | | |
|--------------------------|-----------|------|--|----------|----------|----------|----------|------|------|------|------|
| Degrau | Esp. (mm) | DO | Leitura | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
| 1 | 0,5 | 1,92 | 1 ^a | 1,39 | 1,66 | 1,44 | 1,55 | 1,39 | 1,54 | 1,54 | 1,64 |
| 2 | 1,0 | 1,78 | 2 ^a | 1,39 | 1,66 | 1,44 | 1,55 | 1,41 | 1,54 | 1,55 | 1,63 |
| 3 | 1,5 | 1,67 | 3 ^a | 1,39 | 1,66 | 1,44 | 1,55 | 1,39 | 1,54 | 1,57 | 1,65 |
| 4 | 2,0 | 1,55 | 4 ^a | 1,40 | 1,66 | 1,47 | 1,53 | 1,37 | 1,53 | 1,55 | 1,64 |
| 5 | 2,5 | 1,45 | 5 ^a | 1,41 | 1,66 | 1,41 | 1,52 | 1,37 | 1,55 | 1,53 | 1,64 |
| 6 | 3,0 | 1,34 | 6 ^a | 1,39 | 1,66 | 1,45 | 1,54 | 1,37 | 1,54 | 1,53 | 1,62 |
| 7 | 3,5 | 1,24 | 7 ^a | 1,39 | 1,66 | 1,45 | 1,56 | 1,36 | 1,54 | 1,53 | 1,62 |
| 8 | 4,0 | 1,16 | 8 ^a | 1,41 | 1,64 | 1,46 | 1,56 | 1,37 | 1,53 | 1,56 | 1,63 |
| 9 | 4,5 | 1,06 | 9 ^a | 1,38 | 1,65 | 1,46 | 1,55 | 1,37 | 1,54 | 1,53 | 1,64 |
| 10 | 5,0 | 0,98 | 10 ^a | 1,41 | 1,65 | 1,45 | 1,54 | 1,38 | 1,55 | 1,55 | 1,63 |
| 11 | 7,0 | 0,71 | DO das Regiões das Chapas de Alumínio | | | | | | | | |
| 12 | 9,0 | 0,50 | | | | | | | | | |
| 13 | 11,0 | 0,38 | Leitura | A | B | C | D | | | | |
| 14 | 13,0 | 0,31 | 1 ^a | 1,33 | 1,34 | 1,33 | 1,33 | | | | |
| 15 | 15,0 | 0,27 | 2 ^a | 1,31 | 1,35 | 1,33 | 1,33 | | | | |
| 16 | 17,0 | 0,25 | 3 ^a | 1,32 | 1,34 | 1,32 | 1,33 | | | | |
| 17 | 19,0 | 0,25 | 4 ^a | 1,31 | 1,33 | 1,32 | 1,33 | | | | |
| 18 | 21,0 | 0,24 | 5 ^a | 1,33 | 1,34 | 1,33 | 1,34 | | | | |

Tabela 5. Valores em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães do grupo I, em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

| Peça | Tempo (horas) | | | | |
|--------------|---------------|-------|-------|-------|-------|
| | zero | 6 | 12 | 18 | 24 |
| 01 | 2,554 | 2,505 | 1,936 | 2,295 | 1,723 |
| 02 | 1,989 | 1,688 | 1,833 | 1,203 | 0,978 |
| 03 | 2,718 | 2,543 | 2,322 | 2,119 | 1,871 |
| 04 | 1,806 | 1,615 | 1,426 | 1,211 | 1,121 |
| 05 | 2,034 | 1,752 | 1,756 | 1,518 | 1,364 |
| 06 | 1,547 | 1,519 | 1,459 | 1,074 | 0,849 |
| 07 | 1,966 | 2,001 | 1,642 | 1,457 | 1,248 |
| 08 | 1,286 | 1,282 | 0,749 | 1,053 | 0,876 |
| 09 | 1,835 | 1,569 | 1,430 | 1,369 | 1,072 |
| 10 | 1,552 | 1,488 | 1,325 | 1,184 | 0,868 |
| 11 | 1,772 | 1,556 | 1,343 | 1,107 | 0,870 |
| 12 | 1,475 | 1,284 | 1,000 | 0,872 | 0,522 |
| 13 | 1,651 | 1,348 | 1,218 | 1,069 | 0,733 |
| 14 | 1,528 | 1,412 | 1,149 | 1,020 | 0,684 |
| 15 | 1,775 | 1,519 | 1,274 | 1,013 | 0,943 |
| 16 | 1,405 | 1,290 | 0,980 | 0,797 | 0,589 |
| 17 | 2,173 | 1,794 | 1,615 | 1,727 | 1,269 |
| 18 | 1,921 | 1,857 | 1,594 | 1,478 | 1,214 |
| 19 | 2,162 | 1,992 | 1,767 | 1,624 | 1,447 |
| 20 | 1,923 | 1,702 | 1,482 | 1,242 | 0,955 |
| 21 | 1,756 | 1,498 | 1,295 | 1,168 | 0,849 |
| 22 | 1,777 | 1,589 | 1,448 | 1,213 | 0,982 |
| 23 | 1,919 | 1,680 | 1,512 | 1,334 | 1,035 |
| 24 | 1,826 | 1,506 | 1,336 | 1,150 | 0,907 |
| média | 1,848 | 1,666 | 1,454 | 1,304 | 1,040 |
| DP | 0,325 | 0,324 | 0,328 | 0,350 | 0,320 |

Tabela 6. Valores em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães do grupo II, em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

| Peça | Tempo (horas) | | | | | |
|--------------|---------------|----|-------|-------|-------|-------|
| | zero | 6* | 12 | 18 | 24 | 30 |
| 1 | 2,477 | - | 1,585 | 1,844 | 0,883 | 1,139 |
| 2 | 2,061 | - | 1,612 | 1,597 | 0,946 | 0,925 |
| 3 | 2,221 | - | 1,463 | 1,383 | 1,059 | 0,973 |
| 4 | 1,659 | - | 1,274 | 1,209 | 0,565 | 0,582 |
| 5 | 2,212 | - | 1,351 | 1,343 | 0,682 | 0,819 |
| 6 | 1,888 | - | 1,260 | 1,083 | 0,285 | - |
| 7 | 2,307 | - | 1,571 | 1,449 | 0,935 | 0,951 |
| 8 | 1,627 | - | 1,231 | 1,175 | 0,336 | 0,649 |
| média | 2,057 | - | 1,418 | 1,385 | 0,711 | 0,863 |
| DP | 0,288 | - | 0,148 | 0,231 | 0,274 | 0,180 |

(*) valores não determinados.

Tabela 7. Frequência de ocorrência dos coeficientes de correlação linear (r), entre os valores de espessura, em milímetros de alumínio, e de massa seca, de cada uma das peças ósseas dos cães do grupo I.

| r | Frequência |
|---------------|------------|
| 0,650 a 0,890 | 2 |
| 0,890 a 0,940 | 3 |
| 0,940 a 0,960 | 1 |
| 0,960 a 0,970 | 1 |
| 0,970 a 0,980 | 1 |
| 0,980 a 0,990 | 8 |
| 0,990 a 1,000 | 8 |

É importante ressaltar que as peças do grupo I tiveram uma retirada média de 12,98% de cálcio, atestando, positivamente, a sensibilidade e fidelidade da metodologia densitométrica proposta.

Na tabela 8 estão apresentados os resultados obtidos no teste de contra prova, realizado com as peças ósseas do grupo II, entre os valores determinados e estimados de massa, onde os erros variaram de zero a 1,13%, com valor médio de 0,70%.

Tabela 8. Valores de massa em gramas e massas estimadas através das curvas de regressão linear, das peças ósseas de cães do grupo II.

| Peça | Massa | | Erro (%) |
|--------------|--------|----------|----------|
| | Gramas | Estimada | |
| 1 | 0,398 | 0,400 | 0,50 |
| 2 | 0,456 | 0,461 | 1,10 |
| 3 | 0,432 | 0,434 | 0,46 |
| 4 | 0,417 | 0,414 | 0,72 |
| 5 | 0,353 | 0,357 | 1,13 |
| 6 | 0,439 | 0,435 | 0,91 |
| 7 | 0,370 | 0,367 | 0,81 |
| 8 | 0,375 | 0,375 | 0,00 |
| média | 0,405 | 0,405 | 0,70 |
| DP | 0,034 | 0,035 | 0,35 |

CONCLUSÕES

Frente aos resultados das correlações existentes entre a variação do conteúdo mineral de cálcio, nas peças ósseas de cães do grupo I, e a variação densitométrica (em mmAl), obtidas a partir de radiografias convencionais destas peças ósseas, e dos resultados obtidos através do teste de contra-prova realizado com as peças ósseas do grupo II, entre os valores determinados e estimados de massa, este trabalho permitiu demonstrar a praticidade, a precisão e a sensibilidade da metodologia densitométrica proposta.

Os resultados obtidos demonstraram também que a técnica densitométrica proposta prescinde de padronização rigorosa, já que as análises são feitas de forma relativa, fazendo-se uso de um objeto de referência e de uma metodologia apropriada.

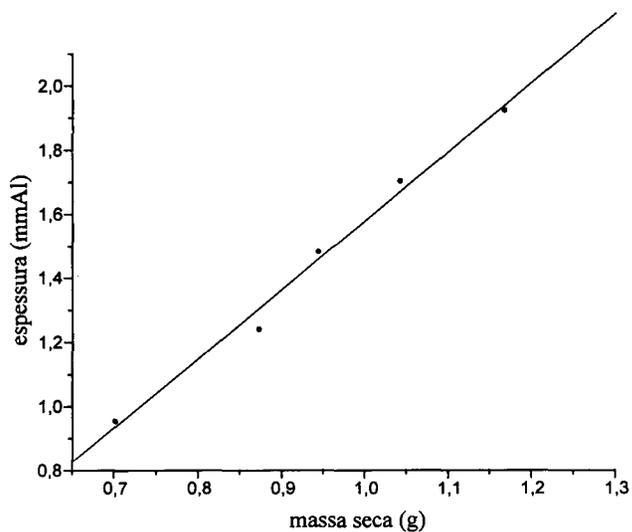


Figura 4. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl) para a peça 20, grupo I, com $r = 0,995$.

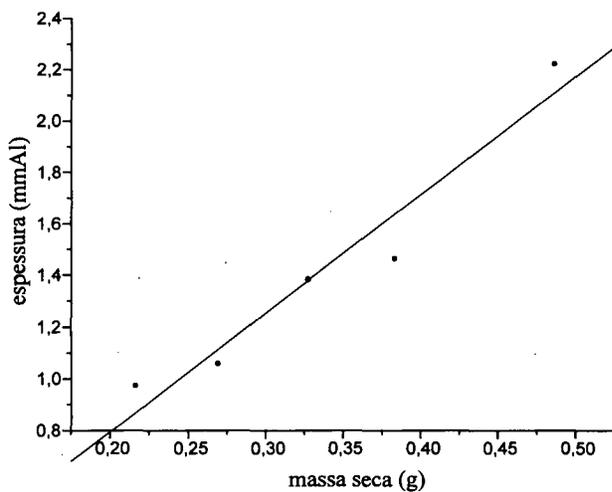


Figura 5. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl) para a peça 3, grupo II, com $r = 0,971$.

REFERÊNCIAS

- ADACHI, J. D. and WEBBER, C. E. (1991). "The Interchangeability of Radioisotope and X-Ray Based Measurements of Bone Mineral Density". *Br. J. Radiol.* v. 64, p. 217-220.
- BARNETT, E. and NORDIM, B. E. C. (1960). "The Radiological Diagnosis of Osteoporosis: a New Approach". *Clin. Radiol.* v. 11, p. 166-174.
- BRÄGGGER, U., PASQUALI, L., RYLANDER, H., CARNES, D. and KORNMANN, K. S. (1988). "Computer- Assisted Densitometric Image Analysis in Periodontal Radiography. A Methodological Study". *J. Clin. Periodontol.* v. 15, n. 1, p. 27-37.
- CARVALHO, A. (1979). *Mineralização no Processo de Reparo em Feridas de Extração Dentária em Ratos. Contribuição ao Estudo Densitométrico*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba: Unesp, 45p.
- CARVALHO, A., MIGUEL, R. M., SANTOS-PINTO, M. C. and BAUSELLS, J. (1976). "Fator de Correção em Densitometria Radiológica". *Rev. Fac. Farm. Odont. Araraquara.* v. 10, (supl.1), p. 115-124.
- CHRISTIANSEN, C., RODBRO, P. and DREWSSEN, B. (1976). "A Comparison of Two Methods for Estimating Bone Loss". *Acta. Med. Scand.* v. 200, p. 293-295.
- DUBREZ, B., JACOT-DESCOMBES, A., PUN, T. and CIMASONI, G. (1992). "Comparison of Photodensitometric with High-Resolution Digital Analysis of Bone Density from Serial Dental Radiographs". *Dentomaxillofac. Radiol.* v. 21, p. 40-44.
- EKMANN, B., LJUNQUIST, K. G. and STEIN, V. (1970). "Roentgenologic Photometric Method for Bone Mineral Determinations". *Acta. Radiol. Diagn.* v. 10, p. 305-325.
- ELL, P. J. (Ed.) (1990). "What shall we do about Osteoporosis?" *Br. J. Radiol. (Abstracts)*. v. 63, n. 749, p. 370-372, May.
- EXTON-SMITH, A. N., MILLARD, P. H., PAYNE, P. R. and WHEELER, E. F. (1969). "Method for Measuring Quantity of Bone". *Lancet*. v. 29, p. 1153, Nov.
- EXTON-SMITH, A. N., MILLARD, P. H., PAYNE, P. R. and WHEELER, E. F. (1969). "Pattern of Development and Loss of Bone with Age". *Lancet*. v. 29, p. 1154-1157, Nov.
- GENANT, H. K., BLOCK, J. E., STEIGER, P., GLUEER, C. C., ETTINGER, B. and HARRIS, S. T. (1989). "Appropriate Use of Bone Densitometry". *Radiol.* v. 170, p. 817-822.
- GREENFIELD, M. A., CRAVEN, J. D., HUDDLESTON, A., KEHRER, M. L., WISHKO, D. and STERN, R. (1981). "Measurement of the Velocity of Ultrasound in Human Cortical Bone in Vivo". *Radiol.* v. 138, p. 701-710, Mar.
- HASHIMOTO, K., THUNTHY, K. H., IWAI, K., EJIMA, K. and WEINBERG, R. (1992). "Sensitometric Comparison of Direct- and Indirect- Exposure Films Used in Intraoral Radiography". *J. Nihon Univ. Sch. Dent.* v. 34, p. 106-110.

- HAUSMANN, E., ORTMAN, L. F., McHENRY, K. and FALLON, J. (1982). "Relationship Between Alveolar Bone Measured by ^{125}I Absorptiometry and Analyses of Standardized X-Rays: i. Magiscan Analysis". *J. Periodontol.* v. 53, p. 307.
- HURXTHAL, L. M. (1968). "Measurement of Anterior Vertebral Compressions and Biconcave Vertebrae". *Am. J. Roentg.* v. 103, n. 3, p. 635-644.
- JEFFCOAT M. K., JEFFCOAT, R. L. and WILLIAMS, R. C. (1984). "A New Method for the Comparison of Bone Loss Measurements on Non-Standardized Radiographs". *J. Periodontal Res.* v. 19, p. 434-440.
- JHAMARIA, N. L., LAL, K. B., UDAWAT, M., BANERJI, P. and KABRA, S. G. (1983). "The Trabecular Pattern of the Calcaneum as an Index of Osteoporosis". *J. Bone Joint Surg.* v. 65-B(2), p. 195-198, Mar.
- JURIST, J. M. (1970). "In Vivo Determination of the Elastic Response of Bone. I. Method of Ulnar Resonant Frequency Determination". *Phys. Med. Biol.* v. 15, n. 3, p. 417-426.
- KIMMEL, P. L. (1984). "Radiologic Methods to Evaluate Bone Mineral Content". *Ann. Intern. Med.* v. 100, n. 6, p. 908-911.
- LANG, P., STEIGER, P., FAULKNER, K., GLÜER, C. and GENANT, H. K. (1991). "Osteoporosis: Current Techniques and Recent Developments in Quantitative Bone Densitometry". *Radiol. Clin. North Am.* v. 29, n. 1, p. 49-76.
- LOUZADA, M. J. Q. (1988). *Microdensitometria em Radiografias de Perfurações Ósseas*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Medicina, Ribeirão Preto: USP, 92 p.
- LOUZADA, M. J. Q., XAVIER, C. A. M. e MARQUES NETO, J. F. (1990). "Ação da Calcitonina na Resolução de Perfurações Ósseas em Coelho: Controle Fotodensitométrico e Histológico". *Rev. Bras. Reumatol.* v. 30, n. 4, jul/ago.
- LUNA, L. G. (Ed.) (1968). *Manual of Histologic Staining Methods of the Armed Forces Institute of Pathology*. 3.ed. New York: McGraw-Hill Book Company, p. 8.
- MAJER, L., NADJAH, J., BRUNOT, H. and GEORGES, D., (1990). "Densitométrie Osseuse Digitalisée. Une Méthode de Routine Pour Évaluer et Surveiller la Minéralisation Osseuse". *Ann. Radiol.* v. 33, n. 6, p. 329-338.
- MARQUES NETO, J. F. (1974). *A Microfotodensitometria no Estudo da Osteoporose Senil*. Tese de Doutorado, Faculdade de Ciência Médicas, Campinas: Unicamp, 114 p.
- MAZESS, R., COLLICK, B., TREMPER, J., BARDEN, H. and HANSON, J. (1989). "Performance Evaluation of a Dual-Energy X-Ray Bone Densitometer". *Calcif. Tissue Int.* v. 44, p. 228-232.
- McKELVIE, M. L. and PALMER, S. B. (1987). "The Interaction of Ultrasound with Cancellous Bone with Reference to the Diagnosis of Osteoporosis". *Proceedings of the International Symposium on Osteoporosis, Denmark*.

- MEAKIM, D. W., OTT, E. A., ASQUITH, R. L. and FEASTER, J. P. (1981). "Estimation of Mineral Content of the Equine Third Metacarpal by Radiographic Photometry". *J. Anim. Sci.* v. 53, n. 4, p. 1019-1026.
- MERLOT, P., KACZMAREK, R., COLIM, D., LE TOUX, G., ABJEAN, J. and BELLET, M. (1993). "Tomodensitométrie en Parodontie et Implantologie". *Act. Odonto-stomatol.* v. 182, p. 239-249.
- MIYAHARA, M. (1987). *Processo de Reparo em Ferida de Extração Dental e Tração Ortodôntica. Estudo Radiográfico e Microdensitométrico em Cães*. Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia, Araçatuba: Unesp, 81 p.
- ORTMAN, L. F., DUNFORD, R., McHENRY, K. and HAUSMANN, E. (1985). "Subtraction Radiography and Computer Assisted Densitometric Analyses of Standardized Radiographs. A Comparison Study with ^{125}I Absorptiometry". *J. Periodontal Res.* v. 20, p. 644-651.
- OSTEOPOROSIS: CONSENSUS CONFERENCE. (1984). *J. Am. Med. Ass.* v. 252, n. 6, Aug.
- PELÁ, C. A., GHILARDI NETTO, T. and LOUZADA, M. J. Q. (1992). "Avaliações Densitométricas com Filmes Radiográficos, Utilizando uma Escada de Alumínio como Referência". *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu, MG (Brasil), 20-24 nov.
- PELÁ, C. A., LOUZADA, M. J. Q., PAULA, E. and GHILARDI NETTO, T. (1990). "Avaliação Sensitométrica de Filmes Utilizados em Radiologia". *Anais da V Reunião Latino Americana de Física Médica, II Workshop, I Workshop de Física Médica e Engenharia Biomédica*, Ribeirão Preto, SP (Brasil).
- PRICE, C. (1980). "A Method of Determining the Sensitometric Properties of Emulsions and Processing Techniques Used in Dental Radiography". *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* v. 50, n. 1, p. 94-98.
- RAYMAKERS, J. A., HOEKSTRA, O., PUTTEN, J., KERKHOFF, H. and DUURSMA, S. A. (1986). "Fracture Prevalence and Bone Mineral Mass in Osteoporosis Measured with Computed Tomography and Dual Energy Photon Absorptiometry". *Skeletal Radiol.* v. 15, p. 191-197.
- RESCH, H., PIETSCHMANN, P., BERNECKER, P., KREXNER, E. and WILLVONSEDER, R. (1990). "Broadband Ultrasound Attenuation: A New Diagnostic Method in Osteoporosis". *Am. J. Roentg.* v. 155, n. 4, p. 825-8, Oct.
- RIGGS, B. L. and WAHNER, H. W. (1988). "Bone Densitometry and Clin. Decision-Making in Osteoporosis". *Ann. Int. Med.* v. 108, n. 2, p. 293-294.
- ROSLING, B., HOLLENDER, L., NYMAN, S. and OLSSON G. (1975). "A Radiographic Method for Assessing Changes in Alveolar Bone Height Following Periodontal Therapy". *J. Clin. Periodontol.* v. 2, p. 211-217.

- RUEGSEGGER, P., ELSASSER, U., ANLIKER, M., GNEHM, H., KIND, H. and PRADER, A. (1976). "Quantification of Using Computed Bone Mineralization Tomography". *Radiol.* v. 121, p. 93-97.
- SABATIER, J. P and GUARDIER-SOUQUIERES, G. (1987). "Osteoporosis: Dual Photon Absorptiometry in Detection of the Subjects with High Risk of Fracture". *Proceedings of the International Symposium on Osteoporosis, Denmark.*
- SANTOS-PINTO, R. (1964). *Mineralização no Processo de Reparo em Feridas de Extração Dental em Cães. Estudo Radiográfico e Microscópico.* Tese de Livre Docência, Faculdade de Odontologia, Araçatuba: Unesp, 73 p.
- SCHNEIDER, R. (1984). "Radiologic Methods of Evaluating Generalized Osteopenia". *Orthop. Clin. North Am.* v. 15, n. 4, p. 631-651.
- SHUKLA, S. S., LEICHTER, I., KARELLAS, A., CRAVEN, J. D. and GREENFIELD, M. A. (1986). "Trabecular Bone Mineral Density Measurement in Vivo: Use of the Ratio of Coherent to Compton Scattered Photons in the Calcaneus". *Radiol.* v. 158, p. 695-697.
- SLEMENDA, C. W. and JOHNSTON, C. C. (1988). "Bone Mass Measurement: Which Site to Measure?" *Am. J. Med.* v. 84, n. 4, p. 643-645, April.
- SUOMINEN, H., HEIKKINEN, E., VAINIO, P. and LAHTINEN, T. (1984). "Mineral Density of Calcaneus in Men at Different Ages: A Population Study with Special Reference to Life-Style Factors". *Age Ageing.* v. 13, p. 273-281.
- WAKER, A. J., ALDROYD, B. and MARCO, M. (1992). "The Application of Microdosimetry in Clin. Bone Densitometry Using a Dual-Photon Absorptiometer". *Br. J. Radiol.* v. 65, n. 774, p. 523-527.
- WASNICH, R. D., ROSS, P. D., HEILBRUN, L. K. and VOGEL, J. M. (1987). "Selection of the Optimal Skeletal Site for Fracture Risk Prediction". *Clin. Orthop.* v. 216, p. 262-269, Mar.
- WAUD, C. E., LEW, R. and BARAN, D. T. (1992). "The Relationship Between Ultrasound and Densitometric Measurements of Bone Mass at Calcaneus in Women". *Calcif. Tissue Int.* v. 51, p. 415-418.
- WENTWORTH, R. A., KALLFELZ, F. A., HILTZ, F. L., SCHRYVER, H., SHEFFY, B. and KROOK, L.P. (1971). "In Vivo Estimation of Bone Mineral Content: a Reserch and Diagnostic Technique for Veterinary Medicine". *Am. J. Vet. Res.* v. 32, n. 6, p. 985-994.
- ZEELENBERG, J., van BERKUN, F. N. R., van VEEN, L. C. P., POLS, H. A. P., BIRKENHAGER-FRENKEL, D. H. and BIRKENHAGER, J. C. (1987). "Comparison of Single and Dual Photon Absorptiometry (SPA, DPA) and Quantitative C.T. Densitometry (QCT) in Osteoporosis and Age-Matched Controls". *Anais do International Symposium on Osteoporosis, Denmark.*
- ZERBINI, C. A. F. (1987). "Por que o Interesse na Osteoporoze". *Rev. Paul. Med.* v. 105, n. 6, p. 299-300, nov/dez.

**AVALIATION OF BONE DENSITY IN RADIOGRAPHICS IMAGE.
STUDY IN BONE PIECES OF DOGS.**

M. J. Q. Louzada¹, C. A. Pelá², W. D. Belangero³ and R. Santos-Pinto⁴.

ABSTRACT -- This study aimed at evaluating the aplicability and sensibility of radiographic optical densitometry in order to verify the mass variation in dog bone. Twenty four pieces of dogs tibia diaphysis were radiographed after 5 periods of 6 hours in a descalcification solution. Bone mineral content variation was mesured by dried bone mass weight. Linear correlation coefficient between bone mass loss and the values of optical densitometry were high, above 0.97 in 70.83% of the pieces.

Keywords: Bone Densitometry, Radiographic Optical Densitometry, Photodensitometry.

¹ Associate Professor, Departamento de Apoio, Produção e Saúde Animal, Curso de Medicina Veterinária, Universidade Estadual Paulista, P. O. Box 533, CEP 16050-680, Araçatuba, SP, Brazil.

² Associate Professor, Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

³ Associate Professor, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, Brazil.

⁴ Titular Professor, Centro de Assistência Odontológica a Excepcionais, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, SP, Brazil.