

mário jefferson quirino louzada

Este exemplar corresponde à versão final da tese
defendida por Mário Jefferson Q. Louzada
em defesa da Comissão
Julgadora em 13 / 12 / 94
Lilith Baltes
por

**Otimização da Técnica de Densitometria Óptica em Imagens
radiográficas de Peças Ósseas. Estudo "In Vitro".**

Campinas, dezembro de 1994.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Título: Otimização da Técnica de Densitometria Óptica em Imagens
radiográficas de Peças Ósseas. Estudo "*In Vitro*".

Autor: Mário Jefferson Quirino Louzada.

Orientador: Prof. Dr. William Dias Belangero.

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp como
parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Engenharia
Elétrica.

Dezembro - 1994



"O que é Universo? É um grande filme em relevo, do qual somos os atores involuntários? É uma farsa cósmica, um computador gigante, a obra de arte de um Ser supremo, ou pura e simplesmente uma experiência? Nossas dificuldades em compreender o Universo dizem respeito ao fato de não sabermos a que compará-lo. Creio que o Universo é uma mensagem redigida num código secreto, um código cósmico, e que a tarefa do cientista consiste em decifrar este código."

Heinz Pagels (Físico americano).

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Mozar e Ursulina, pela lição de vida,
prezando os valores de liberdade, honestidade e
responsabilidade;

Aos meus irmãos, Mozart e Martha, pelo incentivo,
apoio, carinho e amor e,
À Liliane, Lucas, Thiago e Lara, a família que “escolhi”.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. William Dias Belangero, pela orientação na execução e condução deste trabalho;

Ao Prof. Dr. Ruy dos Santos Pinto, pela oportunidade em aprender, conviver e, compartilhar momentos que, certamente, marcarão nossa formação;

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Pelá, pelas discussões e ensinamentos nestes quase dez anos de convívio;

Ao Departamento de Engenharia Biomédica, na pessoa do Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, pela possibilidade de desenvolver este trabalho;

À COBRAC, Cooperativa Agropecuária do Brasil Central, especialmente ao Sr. Antônio Paulo Bressan, Químico chefe do Laboratório de Análises Químicas, pela realização da quantificação do percentual de cálcio no material mineral das peças ósseas;

Ao Programa Institucional de Capacitação de Docentes, PICD/CAPES/UNESP, pelo apoio inestimável à realização deste estudo, e,

À FUNDUNESP, pelo auxílio à aquisição de equipamentos.

Ao Centro de Assistência Odontológica a Excepcionais- CAOÉ - pelo apoio na cessão dos equipamentos imprescindíveis à concretização deste trabalho.

RESUMO

Foi objetivo deste estudo determinar a sensibilidade e precisão da Densitometria Óptica Radiográfica através da setorização das curvas características dos filmes radiográficos utilizando-se a equação matemática descrita por PELÁ et al. (1990), programa de computador (PELÁ et al. 1992) adaptado e a correção do efeito da não uniformidade da radiação X no campo radiográfico.

Na primeira parte deste estudo, 20 peças ósseas de frangos e 20 peças ósseas de boi, com 4,5 cm e 1,5 cm de comprimento, respectivamente, foram radiografadas com técnica convencional. Foi utilizado um penetrômetro de alumínio de 18 degraus, como referencial densitométrico. As peças foram divididas em grupos e submetidas à descalcificação por 2, 4, 7 e 9 dias (frangos) e 7, 14, 21 e 28 dias (boi), objetivando correlacionar a perda de massa óssea com a densidade óssea obtida em milímetros de espessura de alumínio. A quantificação da perda da massa óssea em cada grupo foi feita através da calcinação e da determinação do conteúdo mineral por técnica de titulação. Obteve-se nesta fase elevada correlação linear ($r > 0,97$, para $p < 0,02$) entre a média das percentagens de cálcio nas peças e os valores médios de espessura de alumínio. Foi observado também, para as peças de boi, excelente correlação entre a perda de massa óssea e a perda de cálcio com relação ao tempo de descalcificação ($r = 0,96$, para $p = 0,007$).

Na segunda parte do experimento 64 fragmentos ósseos de cães, com 1,2 cm de comprimento, foram seguidos ao longo do tempo durante o processo de descalcificação. A perda do conteúdo mineral foi determinada pela quantidade de massa óssea seca através de balança de precisão. Nesta fase, procurou-se avaliar o efeito da dispersão dos raios X, colocando-se outras duas chapas de alumínio (três milímetros de

espessura) como referenciais ao lado do penetrômetro. Os fragmentos ósseos foram submetidos à descalcificações progressivas, com intervalos de tempos menores (6, 12, 18, 24, 36 e 48 horas), procurando-se estabelecer o grau de sensibilidade da metodologia. A correlação obtida neste grupo foi superior àquela da fase anterior, conseguindo-se correlação linear superior a 0,97 para 68,19% das peças estudadas.

SUMMARY

This experiment was designed in order to determine the sensibility and precision of radiographic optical densitometry by the characteristic curves setorization of radiographics films. We used the mathematic expression described by PELÁ et al. (1990), a special computer software (PELÁ et al., 1992) adapted for to this analysis and the correction of X radiation not uniformity effects.

In the first part of this study, twenty pieces of chicken bone and twenty pieces of ox bone, 4,5 cm and 1,5 cm long, respectively, were radiographed by the conventional technique. An eighteen stepped aluminium wedge was used as a densitometric reference. The bones pieces were divided into groups to be descalcified for 2, 4, 7 and 9 days (chicken) and 7, 14, 21 and 28 days (ox), in order to correlate bone mass loss with bone density (values measured in mmAl). Quantification of bone mass loss in each group was done by the titulation technique, after calcination. Linear correlation was high ($r > 0,97$; $p < 0,02$) for the mean values of mmAl. We also observed an excelent correlation between bone mass loss and calcium loss ($r = 0,96$; $p = 0,007$) in ox bone.

In the second part of the experiment 64 bone pieces of dog (diaphysis of tibia), 1,2 cm long, were observed during the descalcification process and the mineral loss was determined by quantifying the dried bone mass with a precision balance. To evaluate the X-ray dispersion effect we used two aluminium plates (3 mm wide) beside the stepped wedge. The bone pieces were analysed in shorter periods of descalcification (6, 12, 18, 24, 36 and 48 hours), and the sensibility of this methodology was determined. Correlation

for this group (dog bone) was greater than that one observed for the chicken and ox bones ($r > 0,97$ for 68.19% of the analysed pieces).

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	01
Densitometria óptica radiográfica	03
Fatores que influenciam a imagem radiográfica	04
Medidas relativas	06
Utilização da técnica de densitometria óptica radiográfica	07
Curva característica	16
PROPOSIÇÃO	24
MATERIAL E MÉTODOS	25
A. Estudo com peças ósseas de frangos	25
B. Estudo com peças ósseas de boi	31
C. Estudo com peças ósseas de cães	35
D. Determinação da quantidade de cálcio	39
E. Técnica Radiológica	39
F. Influência da não uniformidade da radiação X	40
G. Técnica Densitométrica	42
G1. Desempenho, estabilidade e reprodutibilidade das leituras com o densitômetro	44
G2. Leituras densitométricas nas peças ósseas	45
H. Conversão dos valores densitométricos em valores relativos de espessura	46
H1. Setorização da curva característica	47
H2. Aplicações da metodologia da setorização	49
H3. Teste de contra-prova	50
RESULTADOS	52
Avaliação da quantidade de cálcio	55

Material obtido de frangos	55
Material obtido de boi	58
Material obtido de cães	61
Avaliação da não uniformidade da radiação X	71
Avaliação do aparelho densitométrico	74
Avaliação da densidade óptica nas peças ósseas	77
Avaliação da setorização da curva característica	81
Avaliação da espessura relativa	83
peças ósseas de frangos	83
peças ósseas de boi	86
peças ósseas de cães	88
Avaliação das correlações lineares	92
peças ósseas de frangos	92
peças ósseas de boi	94
peças ósseas de cães	97
Avaliação do teste de contra-prova	125
DISCUSSÃO	126
Metodologia densitométrica	126
Modelo biológico	131
CONCLUSÃO	138
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	139
APÊNDICE	148

INTRODUÇÃO

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.

KIMMEL (1984)³⁰ citou que as medidas do conteúdo mineral ósseo são de grande valia para acompanhar o curso de certas doenças, para a monitoração de complicações decorrentes do uso crônico de drogas, como corticóides, ou para avaliar o efeito de provas terapêuticas em doenças ósseas metabólicas.

WASNICH et al. (1987)⁸⁴ comentaram que, em osteoporose, patologia considerada evitável mas não reversível, medidas do conteúdo mineral

ósseo seriam de valor para determinar precocemente os riscos a que os pacientes podem estar sujeitos.

Só nos EUA tem 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 bilhões⁵⁶. Entretanto, de acordo com RIGGS & WAHNER (1988)⁶⁶, este custo está entre 7 a 10 bilhões de dólares, e lembram que o preço pago pela sociedade persistirá, enquanto não se obtiverem medidas eficientes no diagnóstico e controle terapêutico desta patologia.

Segundo ZERBINI (1987)⁸⁸, o custo decorrente da osteoporose nos EUA, em 1987, foi de, aproximadamente, US\$ 10 bilhões, 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 fraturas⁸⁸, 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.

Dentre os métodos para o diagnóstico da variação da massa óssea, devem ser citados os não-invasivos e os invasivos. Dentre os não-invasivos distinguem-se os radiológicos e os não-radiológicos. Dentre estes últimos, destacam-se o ultra-som^{20,27,49,73,85} e, mais atualmente, a ressonância nuclear magnética³².

Os métodos radiológicos podem ser qualitativos, semiquantitativos e quantitativos⁷¹. Os métodos qualitativos caracterizam-se por uma análise subjetiva de radiografias e de imagens decorrentes de métodos cintilográficos pelo uso de radionuclídeos, como o iodo (I^{125}) e o tecnécio (Tc^{99m}). Os semiquantitativos apoiam-se em critérios estabelecidos de graduação, tais como o Índice de Singh^{11,26,31}, Índice de estriação dos metacarpianos¹¹ e, Índice de Jhamaria³¹.

Dentre os métodos radiológicos quantitativos podem ser citados: a análise geométrica de radiografias (radiogrametria)^{3,17,18,24,25,26,30,54,61,67,71}, absorção de fótons^{1,10,16,19,22,30,47,64,69,71,73,75,83,84,85,86}, ativação de nêutrons^{30,71}, espalhamento Compton^{71,72}, tomografia computadorizada^{16,19,30,53,64,68,71,87} e densitometria óptica^{7,8,37,38,45,70}.

DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA

A densitometria óptica radiográfica (DOR) é um capítulo da Sensitometria a qual, por sua vez, estuda a ação fotoquímica da luz sobre as emulsões sensíveis. Fornece um meio para medir esta ação e determinar a relação existente entre a quantidade de luz recebida por uma película sensível e a quantidade de sal de prata que se reduzirá por enegrecimento direto ou por um revelador³⁶.

Esta metodologia, de baixo custo, requer padronizações acuradas, tais como o uso de padrão de referência, técnica radiológica apropriada e posicionamento específico do material a ser analisado^{2,71}.

De acordo com LOUZADA (1988)³⁷, a densidade óptica pode ser melhor compreendida quando se analisa a transmitância do filme, que por definição é a probabilidade de um fóton com específico comprimento de onda λ , não ser absorvido ao atravessar um certo material ($T=I_t/I_o$).

A densidade óptica é o logaritmo (base 10) do inverso da transmitância ($DO=\log 1/T$). Desta maneira, a densidade óptica (DO) de um filme é a relação logarítmica da intensidade de luz que incide sobre o filme (I_o), e a intensidade desta luz transmitida por este filme (I_t), assim: $DO=\log(I_o/I_t)$.

Uma das críticas à esta técnica consiste no fato dela ser realizada diretamente no filme radiográfico estando, portanto, sujeita a todas as variações inerentes à confecção do mesmo.

FATORES QUE INFLUENCIAM A IMAGEM RADIOGRÁFICA

A técnica radiográfica está sujeita a um grande número de variáveis que dificultam ou impedem sua padronização, dentre as quais pode-se destacar a influência da voltagem, amperagem, o efeito anódico (não uniformidade de campo de radiação X na direção longitudinal ao tubo de raios X) e o tempo de exposição (VOGEL & ANDERSON, 1971)⁸¹.

TURNULUND & MARGEN (1979)⁸⁰, em seu trabalho utilizando espectrofotômetro para a realização de análises de densitometria óptica em radiografias de fêmur de porco, ressaltaram que é essencial que as condições de exposições e processamentos sejam idênticas, já que por

menores que sejam suas variações, poderão causar diferenças marcantes nas leituras densitométricas.

A utilização de radiografias padronizadas, conforme utilizadas nos trabalhos de MELSEN & MELSEN (1976)⁵²; HAUSMANN et al. (1982)²²; BRÄGGER et al. (1988)⁵ TIEDEMAN et al. (1990)⁷⁷, e, DUBREZ et al. (1992)¹³, é condição primordial para sua realização.

Entretanto, de acordo com PRIDIE (1967)⁶³, apesar de se manterem constantes as variáveis radiológicas descritas, é impossível obter-se filmes com o mesmo padrão mesmo com processamento automático.

Tanto o efeito anódico como o efeito da dispersão dos raios X podem produzir variações dos valores densitométricos. MEEME et al. (1964)⁵¹ utilizaram um filtro plástico para corrigir o efeito anódico, produzindo uma densidade óptica constante no campo radiográfico. ANDERSON et al. (1966)² observaram que em radiografias de pacientes com o posicionamento adequado da mão e de um padrão em relação ao filme e ao tubo de raios X, diminuição da dispersão dos raios X não comprometendo significativamente as medidas da densidade óptica. EKMAN et al. (1970)¹⁵ relataram o posicionamento do objeto e do padrão densitométrico, em relação ao fluxo de radiação central, como sendo uma forma de se contornar este efeito.

Com relação aos problemas relativos ao processamento do filme radiográfico, são destacadas as influências do tempo e temperatura do revelador.

CARVALHO et al. (1976)⁸, utilizando tempos de revelação de 2, 4 e 8 minutos, obtiveram uma variação de densidade óptica de 1,06 a 1,32. No trabalho de THUNTHY et al. (1991)⁷⁶, observam-se valores de Dmax

variando de 2,33 a 2,72, para tempos de revelação de 2,5 a 6,5 minutos, em processadora automática.

CARVALHO et al. (1976)⁸ verificaram, ainda, a influência da variação da temperatura do revelador, em seus resultados densitométricos. Estas temperaturas foram iguais a 22°C, 20°C e 18°C, e os valores de densidade óptica variaram de 0,98 a 1,15.

THUNTHY et al. (1991)⁷⁶, ao avaliarem a Dmax e sua influência pela temperatura do revelador, com variações de 21°C a 30°C, obtiveram valores de densidade óptica de 2,18 a 2,75.

MEDIDAS RELATIVAS

Uma forma de contornar estes problemas, relativos à técnica radiográfica e ao processamento do filme, tem sido a conversão dos valores de densidade óptica radiográfica para valores, em espessura, de um padrão radiografado simultaneamente com o objeto analisado. Adotou-se o recurso de transformar os valores de densidade óptica, em valores relativos a milímetros de alumínio para a eliminação destes problemas. Esta idéia foi fortalecida pelas observações de ANDERSON et al.(1966)² que encontraram pequenas variações em milímetros de alumínio em radiografias obtidas com voltagens de 40, 42 e 44kVp. CARVALHO et al. (1976)⁸ concluíram também que as variações densitométricas encontradas não foram significativas, quando submetidas ao tratamento matemático por eles proposto. DUINKERKE et al. (1978)¹⁴ comentaram que variações, na

voltagem, tempo de exposição, tempo de processamento, não afetam as medidas densitométricas após suas transformações para valores de espessura. MAJER et al. (1990)⁴¹, utilizando a densitometria óssea digitalizada, citaram também que este método independe dos parâmetros de sensibilização e processamento do filme radiográfico.

UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA DE DENSITOMETRIA ÓPTICA RADIOGRÁFICA

Inúmeros trabalhos^{4,7,8,9,15,37,38,40,48,51,52,55,57,58,59,61,70} relatam o estabelecimento de curvas de calibração provenientes dos valores de densitometria óptica radiográfica de um penetrômetro, escala graduada de características conhecidas de maneira a servir como padrão referencial densitométrico, em função das espessuras de seus degraus. Estas curvas de calibração são função de transferência dos valores de densidade óptica obtidos de sistemas radiografados, simultaneamente, com aqueles obtidos com o penetrômetro.

De acordo com GARN (1962)⁶², o primeiro autor a reportar a correlação da radiopacidade de um osso com a de um penetrômetro de cobre foi PRICE⁶², em 1901.

McFARLAND (1954)⁴⁸ citou que para determinar a densidade óssea através de um filme radiográfico é primeiramente necessário produzir uma curva de calibração com as medidas de luz transmitida através de vários pontos da imagem de um penetrômetro. Citou, também, que essas curvas são diferentes para cada filme, devido às diferenças nas exposições e

processamentos. Assim, cada filme deverá ter sua curva traçada, que atuará como função de transferência dos valores de densidade óptica das imagens de peças ósseas, radiografadas simultaneamente com o penetrômetro. Este autor demonstrou que a metodologia permite reprodutibilidade com erro da ordem de 5%, ao avaliar 30 radiografias de uma mesma pessoa.

OWEN (1956)⁵⁷, utilizando-se da microdensitometria óptica, analisou o conteúdo de sais minerais em ossos de coelhos, comparando sua absorção à radiação X com a de um penetrômetro construído com folhas de alumínio, de maneira a expressá-la em termos de espessura deste material. Citou que o coeficiente de absorção da massa óssea foi proporcional ao coeficiente de absorção do alumínio, para a faixa de comprimento de onda utilizada. Fez uso de um densitômetro com entrada de luz de 10 micrômetros de diâmetro e, para cada lâmina, construiu um gráfico de densidade óptica em função da espessura do penetrômetro.

MEEME et al. (1964)⁵¹, baseados na mesma idéia de comparação das densidades ópticas produzidas por um padrão com as de um osso, usaram K_2HPO_4 para construção de uma escala de referência, por este material ter um número atômico ($Z = 15,59$) muito próximo ao da hidroxiapatita ($Z = 15,86$), oferecendo a mesma absorção à radiação X e pelo fato de poder ser obtido em sua forma pura. Observando que um recipiente de 1cm^2 de área, por 1cm de altura, contém 1mg desse sal, construíram uma curva de calibração que relacionou a densidade óptica radiográfica com a massa de K_2HPO_4 por unidade de área. Através de análises químicas, determinaram a quantidade de cálcio e fósforo em cinzas ósseas, calculando, a seguir, a quantidade de hidroxiapatita na amostra óssea. Deste modo, estabeleceram uma função de transferência que relacionava diretamente a quantidade do conteúdo mineral ósseo com a curva obtida para o K_2HPO_4 .

SANTOS-PINTO (1964)⁷⁰ estudou a mineralização no processo de reparo em feridas de extração dental, em cães, com a densitometria óptica radiográfica e comparou estes resultados com os da microscopia de fluorescência. Julgou ser possível obter imagens comparáveis entre radiografias, uma vez controladas as principais variáveis que interferem na seleção do material e obtenção das radiografias. Utilizou um penetrômetro de alumínio para geração de uma curva de calibração. Houve uma rígida padronização na revelação dos filmes. Os achados densitométricos evidenciaram o progresso da mineralização, sendo este fato confirmado pela microscopia de fluorescência.

ANDERSON et al. (1966)² citaram como problemas técnicos da utilização da densitometria óptica radiográfica, as variações inerentes à técnica radiográfica devido ao efeito anódico, interação tela-filme, diferenças na kilovoltagem, processamento do filme, espalhamento da radiação e, também, diferenças devido a variações na resposta do densitômetro. Desta maneira realizaram um trabalho onde orientaram o posicionamento da mão dos pacientes e do penetrômetro de alumínio em relação ao filme e ao tubo de raios X. Estudaram o efeito da variação da kilovoltagem (40, 42 e 44kVp) nas radiografias do penetrômetro e obtiveram uma variação, em milímetros de alumínio, pequena.

PRIDIE (1967)⁶³, com o objetivo de estimar o conteúdo de cálcio de metacarpos através da técnica de densitometria óptica, empregou como escala de referência um penetrômetro de sulfato de cálcio. Utilizou um índice densitométrico que consistia na densidade equivalente à densidade óptica no osso, em espessura do penetrômetro, dividido por um valor que levava em consideração as dimensões da cortical óssea e do conteúdo da medula óssea.

BAUSELLS & SANTOS-PINTO (1970)⁴, estudando o crescimento e desenvolvimento ósseos de crianças, observaram que a avaliação da idade óssea pela densitometria pareceu-lhes segura, uma vez que podem ser estabelecidas condições padronizadas desde a tomada radiográfica até a sua interpretação densitométrica, mais ainda por sua viabilidade prática. Concluíram, também, que havia uma relação entre os valores provenientes da densitometria óptica radiográfica com a idade cronológica, nos grupos etários considerados. Como padrão densitométrico usaram dois penetrômetros de alumínio. Quanto à técnica radiológica, citaram que o fixador e revelador foram renovados para cada filme, e que cuidados foram tomados com a finalidade de minimizar a variação dos fatores radiográficos.

EKMAN et al. (1970)¹⁵ desenvolveram uma técnica utilizando radiografias convencionais e equipamentos de laboratório, de maneira que seus resultados deveriam ser reproduzíveis, correspondendo ao conteúdo mineral ósseo. Relataram que se um objeto e o padrão permanecerem sempre na mesma posição fixa, um em relação ao outro e ao fluxo de radiação central, problemas geométricos e de efeito anódico seriam contornados, tornando os resultados reproduzíveis. Reportaram, também, que toda variação técnica poderia afetar tanto os valores da imagem do osso quanto os do padrão.

MARQUES NETO (1974)⁴⁵ realizou estudo com o objetivo de demonstrar a viabilidade e propor a utilização de uma técnica de microfotodensitometria óptica para a análise quantitativa da osteoporose senil. Utilizou, para tanto, 3 grupos: um no qual foi administrado sobrecarga cálcica, outro em que foi administrado anabolizantes e outro mantido como controle. Usou penetrômetro de alumínio que serviu de referencial para a determinação dos valores obtidos, testando a fidelidade e precisão da

técnica proposta. Concluiu que a técnica foi suficientemente sensível e acurada, sendo capaz de determinar alterações osteodensitométricas dentro de um intervalo de 6 meses quando, a olho nu, esta determinação seria possível quando os processos desmineralizantes já datassem de, pelo menos, 10 anos, na vigência de um balanço cálcico negativo, ao nível de 100mg por dia e que este fato é argumento decisivo para a validade de sua aplicação.

MELSEN & MELSEN (1976)⁵² avaliaram a precisão da técnica densitométrica em radiografias padronizadas e correlacionaram estes valores de densidade óptica com os de análise histológica quantitativa de ossos cortical e esponjoso obtidos de amostras ósseas retiradas da crista ilíaca. Utilizaram penetrômetro de alumínio localizado ao lado do material ósseo no instante da realização da tomada radiográfica para avaliar o grau de mineralização óssea. Julgaram que o método foi de alta reprodutibilidade, com erro em torno de 1%, indicando ser suficientemente sensível para as avaliações de densidade óssea e, que sua precisão torna possível acompanhar a variação do conteúdo mineral ósseo de pacientes individualmente. Porém, encontraram uma baixa correlação com a análise histológica quantitativa.

CARVALHO (1979)⁷ verificou a eficácia do método densitométrico, à luz da histologia, através do estudo da mineralização no processo de reparo em feridas de extração dentária em ratos. Utilizou uma rigorosa padronização radiográfica, inclusive utilizando filmes de um mesmo lote. Concluiu pela eficácia da densitometria óptica radiográfica. Entretanto, fez um comentário que, quando se utilizar esta metodologia para quantificações e comparações de densidades ópticas deve ser exigido do pesquisador extremos cuidados em sua realização.

MEAKIM et al. (1981)⁵⁰ utilizaram técnica de densitometria óptica radiográfica para estimar o conteúdo mineral ósseo do 3º metacarpo de cadáveres de eqüinos. Depois das patas serem radiografadas, amostras ósseas eram retiradas, secadas, pesadas, incineradas e, novamente, pesadas. Com os valores em massa das cinzas ósseas, determinavam o conteúdo mineral ósseo dividindo-o pelo comprimento inicial da amostra retirada. Estes valores foram confrontados com seus valores de espessura, em milímetros de alumínio, obtidos através das curvas de transmitância de luz das imagens radiográficas dos degraus de um penetrômetro de alumínio, em função de suas espessuras, radiografados simultaneamente com as patas dos animais. Citaram terem encontrados coeficientes "estreitos" de correlação, variando de 0,88 a 0,94, com $p < 0,01$. Utilizaram esta metodologia, também, para acompanhar o crescimento de potros, concluindo que a densitometria óptica é um método não caro, não destrutivo, exato e preciso para estimar o conteúdo mineral ósseo do 3º metacarpiano de cavalos em crescimento.

Em amplo estudo descrevendo os métodos radiológicos de avaliação da osteopenia generalizada, SCHNEIDER (1984)⁷¹ comentou que esta técnica está relacionada não somente à densidade óssea real mas, também, à técnica radiográfica, à combinação tela-filme, ao processamento do filme, ao tecido mole e, ao posicionamento do paciente. Citou, como vantagens da técnica o baixo custo e a rápida avaliação e, como desvantagens, os problemas técnicos, o espalhamento, as variações nas técnicas radiográficas, de processamento do filme e, a influência do tecido mole diminuindo a exatidão e a precisão do método.

KIMMEL (1984)³⁰ citou que a densitometria óptica usa a imagem mineral óssea em filmes radiográficos padronizados, como um indicador da

fotoabsorção pelo osso, medindo, indiretamente, seu conteúdo mineral. Observou que os problemas relacionados com a técnica radiográfica e com o processamento dos filmes limitam seu uso. Traçou um paralelo entre os diversos métodos radiológicos, apresentando-se os custos, precisão, confiabilidade e dose de radiação empregada.

MIYAHARA (1987)⁵⁴ analisou, através de exame radiográfico e microdensitométrico, a influência da tração ortodôntica através de força comum, de dentes contíguos a alvéolos, em processo de reparo, concluindo pela eficiência da metodologia ao evidenciar claramente o comportamento dos dentes.

LOUZADA (1988)³⁷ utilizou a microdensitometria óptica em radiografias para avaliar o preenchimento ósseo em área onde foi feita uma perfuração nos dois córtex de ulnas de coelhos concluindo que, através desta técnica, foi possível avaliar, quantitativamente, a reparação óssea na área lesada e que, as informações obtidas por este método, guardaram boa correlação com a descrição qualitativa fornecida pela análise histológica. Em 1990³⁸, estudando os efeitos da calcitonina humana sintética em perfurações ósseas de ulnas de coelhos observaram, novamente, boa correlação entre os achados densitométricos e os histológicos.

TIEDEMAN et al. (1990)⁷⁷ citaram que a densitometria de radiografias foi metodologia capaz de detectar pequenas diferenças no conteúdo mineral ósseo, quando se usam radiografias padronizadas. Comentaram que a alta correlação óssea indicou que este método tem potencialidade para ser usado "in vivo", na avaliação de consolidação de fraturas.

LAWRENCE et al. (1991)³³ compararam o crescimento de potros criados de forma tradicional, seguindo a amamentação por suas mães até o

4º mês, com outros criados com leite comercial. Usaram, como critério de avaliação do crescimento, o peso, a altura e a densidade óptica radiográfica do 3º metacarpo. Utilizando a mesma metodologia de MEAKIM et al. (1981)⁵⁰, analisaram a correlação entre a densidade óssea, através da imagem radiográfica e o peso, concluindo que houve uma correlação positiva entre seus valores.

Outros trabalhos^{6,12,21,28,43,44,46,62,76,78} ilustram a utilização da técnica densitométrica, objetivando padronizar a exposição e processamento das diferentes marcas de filmes e reveladores, visando a otimização de seu produto final, a radiografia.

Diante do exposto, pode-se observar que a metodologia densitométrica, apesar das contribuições citadas, requer, para sua realização, um manuseio quase artesanal, o que, de certa forma, restringe sua aplicação.

A utilização do processo de digitalização de imagens radiográficas através de câmera de vídeo e "scanner", dado aos avanços destes equipamentos e, de procedimentos matemáticos na análise destes processos, têm promovido uma agilização na utilização da metodologia densitométrica, possibilitando uma análise mais acurada e elaborada desta técnica. Esta avaliação da densidade através da digitalização da imagem deriva, segundo MAJER et al. (1990)⁴¹, da densitometria óptica radiográfica.

HAUSMANN et al. (1982)²² realizaram a retirada de massa óssea com broca odontológica, em mandíbulas de cadáveres humanos, nas proximidades do primeiro molar, de forma progressiva, procurando remover, a cada vez, 10% de sua massa. Compararam os valores de densidade

óptica relativos, em radiografias padronizadas, obtidas por câmera de TV (Sistema Magiscan), com os valores obtidos através da absorção, pela massa óssea, da radiação gama (I^{125}). Obtiveram alta correlação linear entre as duas medidas ($r=0,96$).

BRÄGGER et al. (1988)⁵ realizaram quantificação das variações da densidade óssea de amostras de osso alveolar, em radiografias padronizadas, através da técnica densitométrica com o auxílio de computador. As digitalizações das imagens das radiografias foram feitas por câmera de vídeo. Estas peças ósseas passaram por um processo de descalcificação gradual, onde a real perda de cálcio foi avaliada pela espectroscopia de absorção atômica, tendo sido encontrados correlações entre estes dados e os densitométricos, superiores a 0,90.

HILDEBOLT et al. (1990)²³, observando que, embora progressos tenham sido feitos na padronização dos filmes e das técnicas radiográficas, o uso de radiografias para quantificação de doenças periodontais permanece, ainda, largamente subjetiva, passaram a realizar comparações entre o sistema de processamento de imagens com digitalização obtida através de câmera de vídeo com outro, cuja digitalização foi realizada com "scanner", objetivando seu uso para analisar doenças periodontais de forma quantitativa. Concluíram pela superioridade do "scanner".

MAJER et al. (1990)⁴¹ utilizaram o método de densitometria óssea digitalizada para estimar o conteúdo mineral ósseo da 3ª vértebra lombar, do colo femoral e do 2º metacarpo em grupos humanos distintos. Compararam seus resultados com os fornecidos pela DPA ("Dual Photon Absorptiometry"). Observaram que as formas das curvas, o índice de exatidão e reprodutibilidade deste método sugerem que possa ser usado

para detectar e monitorar a mineralização óssea de pacientes, com custo moderado. Citam que este método independe dos parâmetros de sensibilização e processamento do filme radiográfico.

CURVA CARACTERÍSTICA

A utilização de métodos para aproveitar melhor as informações contidas na radiografia levou alguns autores a trabalhar com a curva característica do filme, que pode ser expressa como a *densidade óptica* em função da correspondente *espessura dos degraus* do penetrômetro.

MACK et al. (1959)⁴⁰, com o objetivo de avaliar a densidade óssea, apresentaram um sistema para a correção do traço densitométrico da imagem radiográfica de um penetrômetro de não-linear para linear. Como padrão densitométrico, o penetrômetro foi construído de liga de alumínio cuja característica de absorção aos raios X é similar ao do osso. Citaram o fato de que, sendo a radiação X policromática, a absorção por unidade de espessura do osso não é constante, e que o alumínio apresenta, aproximadamente, as mesmas características de absorção que o osso.

VOGT et al. (1969)⁸² descreveram a aplicação de um computador na análise dos dados obtidos de um sistema de digitalização por "scanner", através do uso de um microfotômetro, usado para avaliar a luz transmitida através de imagens radiográficas. Realizaram a conversão dos valores de luz transmitida através da imagem radiográfica de ossos para valores de espessura de um penetrômetro radiografado simultaneamente. Citaram que,

usando esta técnica, pequenas mudanças na massa óssea podem ser avaliadas muito precisamente e que ela fornece um meio automático para a calibração de filmes em termos de luz transmitida pela escala de alumínio.

LINDSTRÖM & PHILIPSON (1969)³⁵ citaram que a avaliação de medidas densitométricas, em microradiografias, para a determinação da massa seca, é melhorada consideravelmente pela introdução da análise de regressão polinomial do sinal de saída do sistema de referência, obtida através do método dos mínimos quadrados (método matemático para se traçar a curva que melhor se ajusta aos pontos experimentais) e executado por computador. Este sinal de saída é o valor de densidade óptica obtida das imagens radiográficas do penetrômetro, neste caso de polietileno tereftalato, em função da espessura de seus degraus. Comentam que o uso deste polinômio do terceiro grau para o cálculo da curva de calibração elimina a influência subjetiva da forma desta curva e facilita a avaliação das medições, aumentando a precisão dos valores.

CARVALHO et al. (1976)⁸, observando que variações da voltagem, tempo de exposição, distância tubo de raios X - filme, tempo de revelação e temperatura do revelador e fixador promoviam variações da densidade óptica da imagem radiográfica de uma pastilha de carbonato de cálcio, usada como corpo de prova, realizaram um tratamento matemático para a correção destas variáveis que impediam uma boa avaliação no estudo dos processos evolutivos biológicos quando avaliados com a técnica da densitometria óptica. Concluíram que estas variações não exercem influência significativa quando submetidas ao tratamento proposto.

CARVALHO et al. (1978)⁹, comentando que os densitômetros podem oferecer resultados quantificados, compatíveis com as mínimas modificações ósseas elementares, propuseram-se a comparar a validade do

método densitométrico na análise da reabsorção dos septos interdentais de cães, em função de tempos pós-exodônticos pré determinados. Utilizaram um penetrômetro de alumínio para padronizar os fatores radiográficos. Realizaram um controle rígido do processo de revelação (tempo e temperatura) e fixação dos filmes. Fizeram uso de expressão matemática desenvolvida em 1976 (CARVALHO et al.)⁶ para corrigir os valores de densidade óptica. Com seus resultados demonstraram a viabilidade do método densitométrico nas análises propostas.

DUINKERKE et al. (1978)¹⁴ realizaram radiografias de mandíbula humana seca, variando os parâmetros kilovtagem, tempo de exposição e tempo de processamento dos filmes. Fizeram leituras densitométricas das imagens dos dentes e estruturas ósseas, transformando-as para equivalentes em milímetros de alumínio por meio de medidas densitométricas da imagem de um penetrômetro, radiografado simultaneamente à mandíbula. Para a conversão dos valores de densidade óptica para espessura de alumínio utilizaram a equação matemática $D = \frac{(\ln Dr)^2 - a}{b}$, onde: Dr , é a densidade óptica; D , a espessura em milímetros de alumínio e, a e b , valores calculados através do método dos mínimos quadrados. Comentaram que estas variações nos parâmetros não afetaram os resultados quando tratados com a equação matemática utilizada. Citaram também que a discrepância entre o valor calculado pela equação matemática e o valor em milímetros das alturas de seis degraus do penetrômetro de alumínio foram muito pequenas, confirmando a validade da equação em sua função de descrever algebricamente a relação *densidade X espessura*. Concluíram, observando que, pelo uso da transformação em milímetros de alumínio, os efeitos da variação na exposição e nos fatores de processamento, são eliminados.

TROUERBACH et al. (1984)⁷⁹, em trabalho para desenvolver metodologia que realizasse análises densitométricas de estruturas ósseas interdentais, utilizaram um programa matemático com o objetivo de calibrar as leituras densitométricas, das imagens radiográficas de penetrômetro de alumínio, minimizando os efeitos dos ruídos inerentes ao sistema. Com os dados densitométricos do penetrômetro, armazenados em computador, obtiveram a equivalência, em milímetros de alumínio, dos valores de densidade óptica lidas nas regiões ósseas. Citaram que a utilização de penetrômetro de alumínio, nas técnicas densitométricas, representa um avanço na avaliação das imagens radiográficas.

MALLON & MELLBERG (1985)⁴² citaram que, pelo fato da radiação X produzida ser policromática, a extração da raiz quadrada dos valores densitométricos obtidos de imagens radiográficas de um penetrômetro de alumínio foi utilizada por fornecer uma relação linear entre as densidades ópticas, expressas em milivolts, e a espessura do penetrômetro.

ORTMAN et al. (1985)⁵⁵ utilizaram a digitalização de imagens radiográficas, através de câmera de TV, para determinar o limiar diagnóstico para subtração radiográfica e a exatidão da técnica densitométrica na quantificação de mudanças na crista alveolar de crânios humanos secos. Realizaram defeitos progressivos na crista alveolar, de maneira a remover 5% de osso em cada redução. A cada remoção, realizavam uma radiografia para a análise densitométrica e, a título de comparação, leituras da absorção da radiação gama de uma fonte de iodo (I^{125}). Usaram penetrômetro de alumínio como referencial densitométrico, traçando a curva de regressão linear logarítmica entre os valores de densidade óptica e espessura deste referencial. Esta curva de regressão foi usada como função de transferência dos valores de densidade óptica da área lesada em

espessura em milímetros de alumínio. Obtiveram um coeficiente de correlação de 0,85 entre as leituras através do iodo (I^{125}) e as da técnica densitométrica. Observaram, também, a elevada potencialidade da técnica de subtração radiográfica na detecção de pequenas mudanças no osso alveolar.

STRID & KÄLEBO (1988)⁷⁴ estudaram a técnica de videodensitometria auxiliada por computador, com o objetivo de determinar massas absolutas em imagens microrradiográficas. A digitalização da imagem foi realizada por câmera de TV. Através de um programa de computador, fizeram interpolações lineares dos valores das imagens radiográficas de penetrômetros de alumínio, que serviram como funções de transferências aos valores densitométricos obtidos das amostras a serem analisadas, para valores em "equivalentes em massa de alumínio". Para testar esta metodologia, utilizaram amostras de alumínio. Realizaram uma comparação entre seus valores de massa obtidos pela videodensitometria e seus valores de massa obtidos com balança de precisão. Seus achados demonstraram ser, a metodologia videodensitométrica, altamente precisa e exata. De 20 medidas consecutivas de mesma amostra, em mesma microrradiografia, para testar a reprodutibilidade do procedimento videodensitométrico, obtiveram um coeficiente de variação igual a 0,85% e, da avaliação de uma amostra em 10 microrradiografias, o coeficiente de variação foi de 1,60%.

KÄLEBO & STRID (1988)²⁹, em trabalho subsequente, compararam as massas das cinzas, em miligramas, de 10 amostras de osso cortical provenientes da diáfise tibial de um coelho adulto, com seus "equivalentes em massa de alumínio", obtidos através da metodologia videodensitométrica (STRID & KÄLEBO, 1988)⁷⁴. Estas amostras foram microrradiografadas simultaneamente com dois penetrômetros de alumínio como referencial

densitométrico. Da curva de regressão entre os valores comparados, obtiveram um coeficiente de correlação linear $r = 0,9997$.

DUBREZ et al. (1992)¹³ desenvolveram uma técnica de análise digital de alta resolução, para medir densidade óssea, seguindo os mesmos princípios da fotodensitometria e, baseado no uso de uma câmera de vídeo. As análises foram realizadas em radiografias padronizadas de ossos consolidando-se, após intervenção instrumental subgengival, em pacientes humanos. Polinômios do terceiro grau foram utilizados para se determinar, através de programa computacional, as curvas matemáticas que melhor se ajustassem aos pontos de densidade óptica das imagens radiográficas de um penetrômetro de alumínio usado como referencial densitométrico. Estas curvas serviram como função de transferência dos valores de densidade óptica radiográfica das partes ósseas, para valores em espessura de alumínio. Análises estatísticas dos resultados obtidos com a câmera de vídeo, comparados com os do fotodensitômetro, apresentaram que as duas técnicas tiveram a mesma precisão. Citaram, porém, como desvantagem da técnica de processamento da imagem com alta resolução, o alto custo do equipamento.

Em 1990, PELÁ et al.⁵⁹ desenvolveram uma expressão matemática com a propriedade de representar a curva sensitométrica ou característica, de filmes radiográficos expostos às ondas eletromagnéticas, ou seja, a curva obtida através da relação entre a densidade óptica em função da quantidade de radiação que atinge o filme. Esta expressão foi baseada na probabilidade de interação da radiação X ou pela excitação de uma tela intensificadora, sobre os sais de prata do filme radiográfico, cuja expressão é a seguinte:

$$DO = -\log (A + B \times C'),$$

com $C' = \exp \{-C \times \exp [-\mu \times X (1 - A_j \times X)]\}$,

donde: $A = 1/10^{fog}$;

$B = 1/10^{D_{sat.}}$;

C = relativo à intensidade de radiação;

μ = relativo ao coeficiente de atenuação do material radiografado;

A_j = fator de ajuste devido ao espectro de radiação e,

X = espessura do material,

sendo: *fog*, o valor de densidade óptica relativo ao filme processado sem que tenha sido exposto à radiação (situação teórica em que nenhum grão de prata foi sensibilizado) e,

$D_{sat.}$, o maior valor de densidade óptica que o filme pode atingir, relativo à situação teórica em que todos os grãos de prata foram sensibilizados pela radiação.

Para se obter a curva característica, PELÁ et al. (1992)⁵⁸ desenvolveram um programa para computador utilizando o método matemático dos mínimos quadrados, para o qual são fornecidos os valores de densidade óptica obtidos da imagem radiográfica dos degraus de um penetrômetro.

Desta maneira, a expressão matemática de PELÁ et al. (1990)⁵⁹ representa a relação entre os valores de densidade óptica e os de espessura do penetrômetro padrão e também para qualquer outro objeto radiografado simultaneamente a ele. PELÁ et al. (1992)⁵⁸ testaram este programa em 126 imagens radiográficas de um penetrômetro de alumínio,

com nove degraus, obtendo uma precisão com erro de 1,5 a 2,5%, quando confrontadas as espessuras, em milímetros de alumínio, com as calculadas por esta expressão.

Em todos esses trabalhos onde a curva característica é representada por uma função matemática, observa-se uma melhoria nas condições da análise densitométrica. Entretanto, decidiu-se, neste estudo, utilizar a expressão de PELÁ et al. (1990)⁵⁹ aplicando-a a setores da curva característica, objetivando melhorar ainda mais as respostas provenientes da técnica densitométrica.

A utilização da densitometria óptica radiográfica, não obstante responder às necessidades de avaliação das modificações ósseas elementares, ainda encontra resistência dos clínicos a seu uso. Esta resistência vincula-se às dificuldades de padronizações metodológicas encontradas em aplicações clínicas, fazendo com que persistam dúvidas quanto à correlação entre a quantidade de mineral presente no tecido estudado e sua quantificação através deste método.

PROPOSIÇÃO

PROPOSIÇÃO

É propósito deste estudo otimizar a técnica de densitometria óptica em imagens radiográficas ósseas, através de setorizações de curvas características dos filmes radiográficos e da identificação e correção do efeito da não-uniformidade da radiação X no campo radiográfico, "*In vitro*".

MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS

Para a análise pela densitometria óptica de imagens radiográficas foram utilizadas peças ósseas de frangos, boi e cães.

A. Estudo com as peças ósseas de frangos.

Vinte peças ósseas de frangos, de mesma procedência, sacrificados com 53 dias de idade, alimentados com mesma ração, foram obtidas da diáfise do tibiotarso, com comprimento longitudinal de 4,5cm por 0,8cm de diâmetro (figura 1). O material biológico existente no canal medular, a medula óssea, foi mantido.

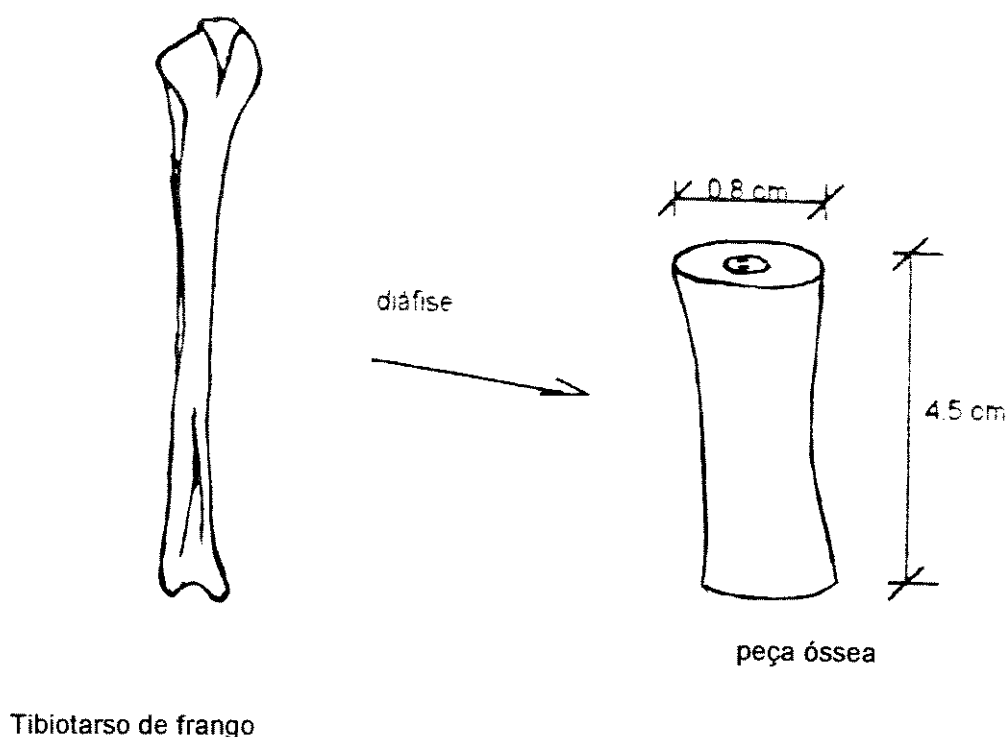


Figura 1. Esquema de retirada da peça óssea do Tibiotarso de frango.

Estas peças ósseas foram colocadas sobre uma tela intensificadora, contendo filme radiográfico. Paralelamente a estas peças, foi colocado, na região central da tela, um penetrômetro de alumínio, usado como referencial densitométrico, com 18 degraus. O primeiro degrau com espessura de 0,5mm, variando, a seguir, de 0,5 em 0,5mm até o décimo e, daí, até o último, de 2,0 em 2,0mm, cada degrau com 5x12mm de medida (confeccionado especialmente para este trabalho).

Para preservar as posições nas tomadas radiográficas, em relação à tela e ao penetrômetro localizado no centro geométrico (figura 2), as peças ósseas foram numeradas de 1 a 20 (a partir do canto superior esquerdo seguindo para a direita).

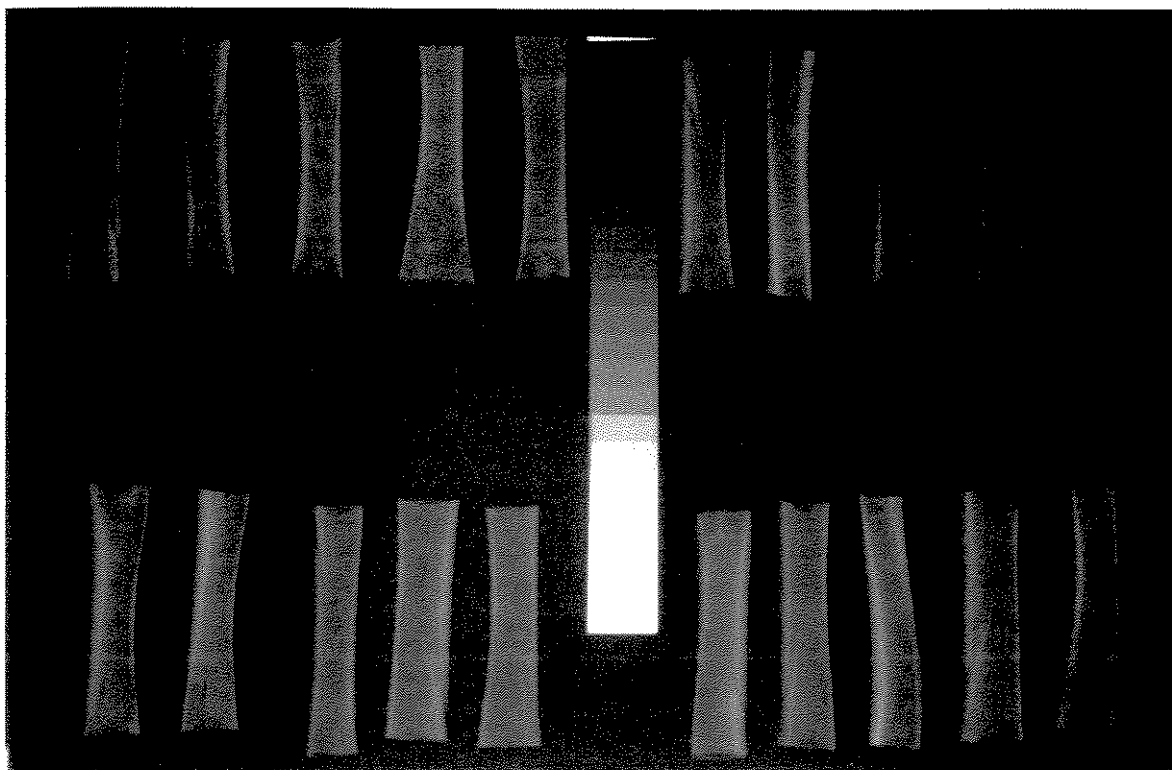


Figura 2. Radiografia contendo imagens das peças ósseas de frangos, de 1 a 20, e do penetrômetro de alumínio, com 18 degraus, em seu centro.

A primeira tomada radiográfica das 20 peças ósseas foi realizada logo após sua retirada dos frangos e, a seguir, as de números 1,2,3 e 4, foram realizadas após períodos pré-determinados de descalcificações, conforme mostrado no fluxograma I.

Os ossos foram submetidos, de acordo com esquema previamente padronizado⁽¹⁾, à calcinação que consistia na destruição de toda a matéria orgânica do osso, restando somente as cinzas. Para a obtenção das cinzas, as peças foram levadas a uma mufla permanecendo, inicialmente por 20 minutos, à temperatura de 200°C, passando, a seguir, para 400°C, durante 20 minutos e, finalmente, por 4 horas a 700°C. Estas cinzas foram pesadas e, a seguir, dissolvidas a quente em solução de ácido nítrico (HNO₃), 1x1. Na seqüência, eram diluídas com H₂O destilada, em balão volumétrico, até completar 500ml obtendo-se, assim, a solução de trabalho.

Conforme demonstrado no fluxograma I, as 16 peças ósseas restantes, de números 5 a 20, foram levadas a um recipiente contendo 300ml de solução descalcificadora nos dois dias (previamente definidos). Para a descalcificação utilizou-se solução de ácido fórmico 50% e citrato de sódio 20%, na proporção de 1x1⁽³⁹⁾, quando se fez a segunda tomada radiográfica, observando-se os mesmos parâmetros estabelecidos para a primeira tomada.

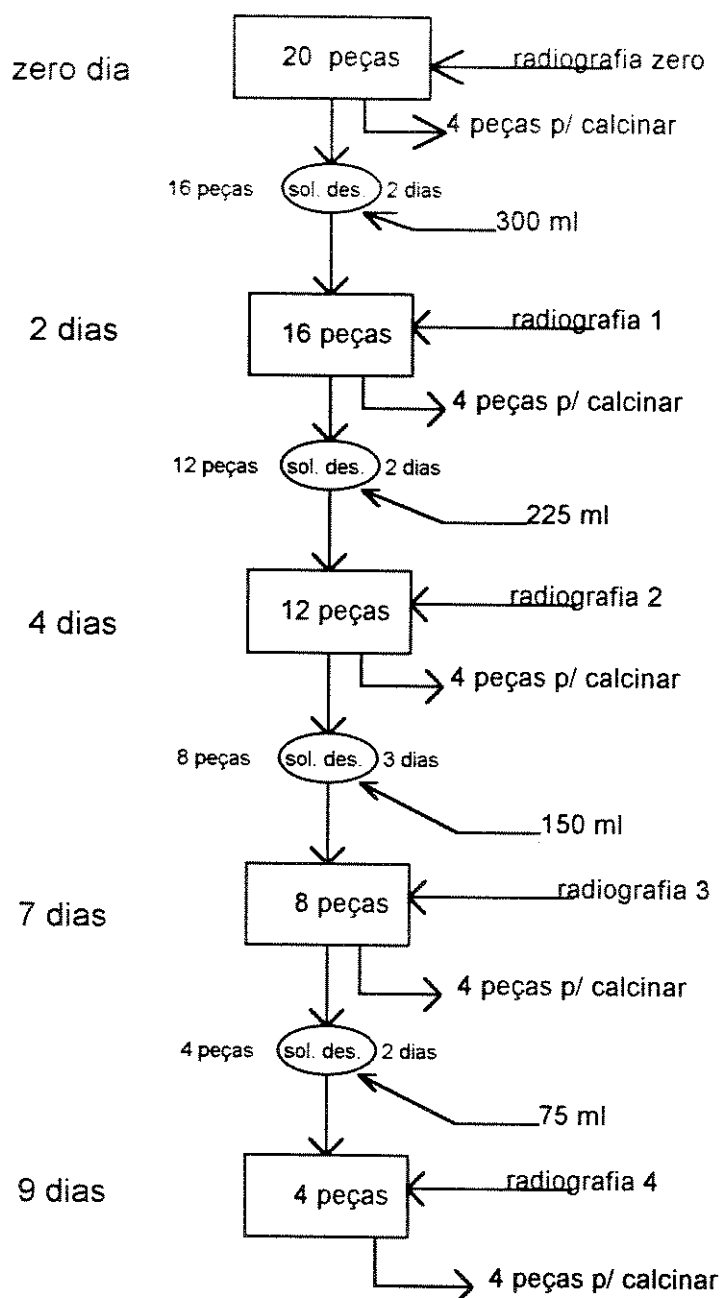
Após esta tomada radiográfica, quatro peças foram retiradas para calcinação, as 12 restantes sendo levadas, novamente, à solução descalcificadora. Neste estágio e nos seguintes, além das peças retiradas para calcinação foi, também, retirada uma alíquota de 75ml da solução do banho, para avaliação do cálcio proveniente desta descalcificação e, também, com o objetivo de manter constante a relação número de peças/volume de solução.

As demais tomadas radiográficas, ou seja, a terceira, quarta e quinta, foram realizadas após as peças terem permanecido, respectivamente, por 4, 7 e 9 dias em solução descalcificadora. Semelhantemente à segunda

¹Desenvolvida pelo Laboratório de Análises Químicas da COBRAC (Cooperativa Agropecuária do Brasil Central), Araçatuba, S.P.

tomada radiográfica, após cada radiografia, eram retiradas quatro peças para serem calcinadas e 75ml de solução do banho para análise.

FLUXOGRAMA I. Procedimentos com as peças ósseas de frangos.



B. Estudo com peças ósseas de boi.

De peças ósseas provenientes do terço médio do fêmur de boi sem raça definida e abatido em matadouro, vinte foram selecionadas para este estudo, sendo as dimensões de cada uma, as seguintes: comprimento longitudinal de 1,5cm por 1,2cm de largura, com espessura da ordem de 0,8cm (figura 3). A medula óssea foi retirada de cada peça, permanecendo somente o tecido ósseo cortical.

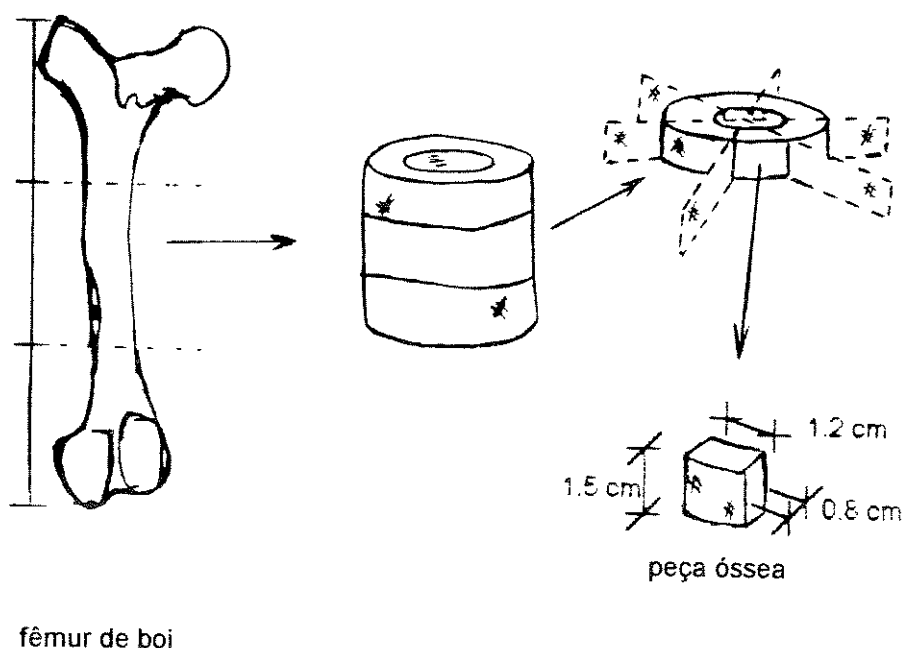


Figura 3. Esquema de retirada das peças ósseas do fêmur de boi.

Para estas peças ósseas, o posicionamento na tela intensificadora, a utilização do penetrômetro, a identificação numérica, a calcinação das peças ósseas, a descalcificação e a quantificação do conteúdo mineral das peças ósseas e desta, na solução através da titulação, foram realizados de

forma semelhante aos praticados nas peças ósseas provenientes dos frangos (figura 4).

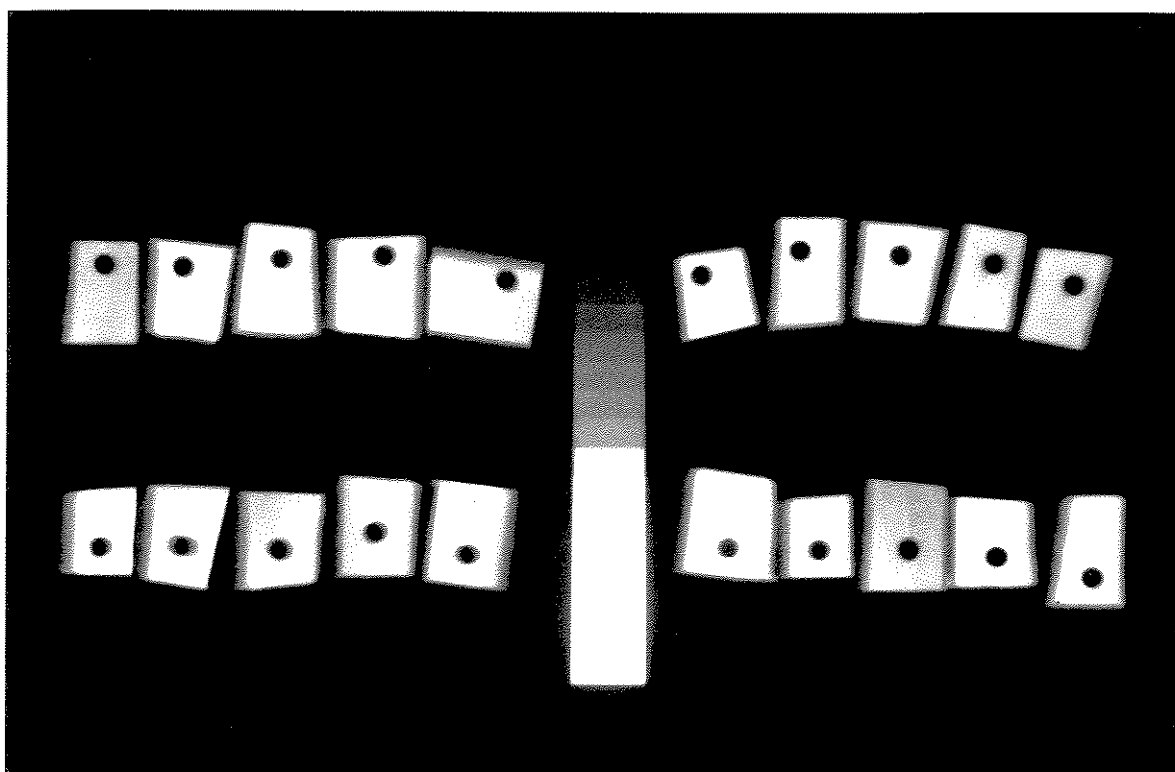


Figura 4. Radiografia contendo imagens das peças ósseas de boi, de 1 a 20, e do penetrômetro de alumínio, com 18 degraus, em seu centro (as perfurações nas peças ósseas foram feitas para sua fixação e identificação).

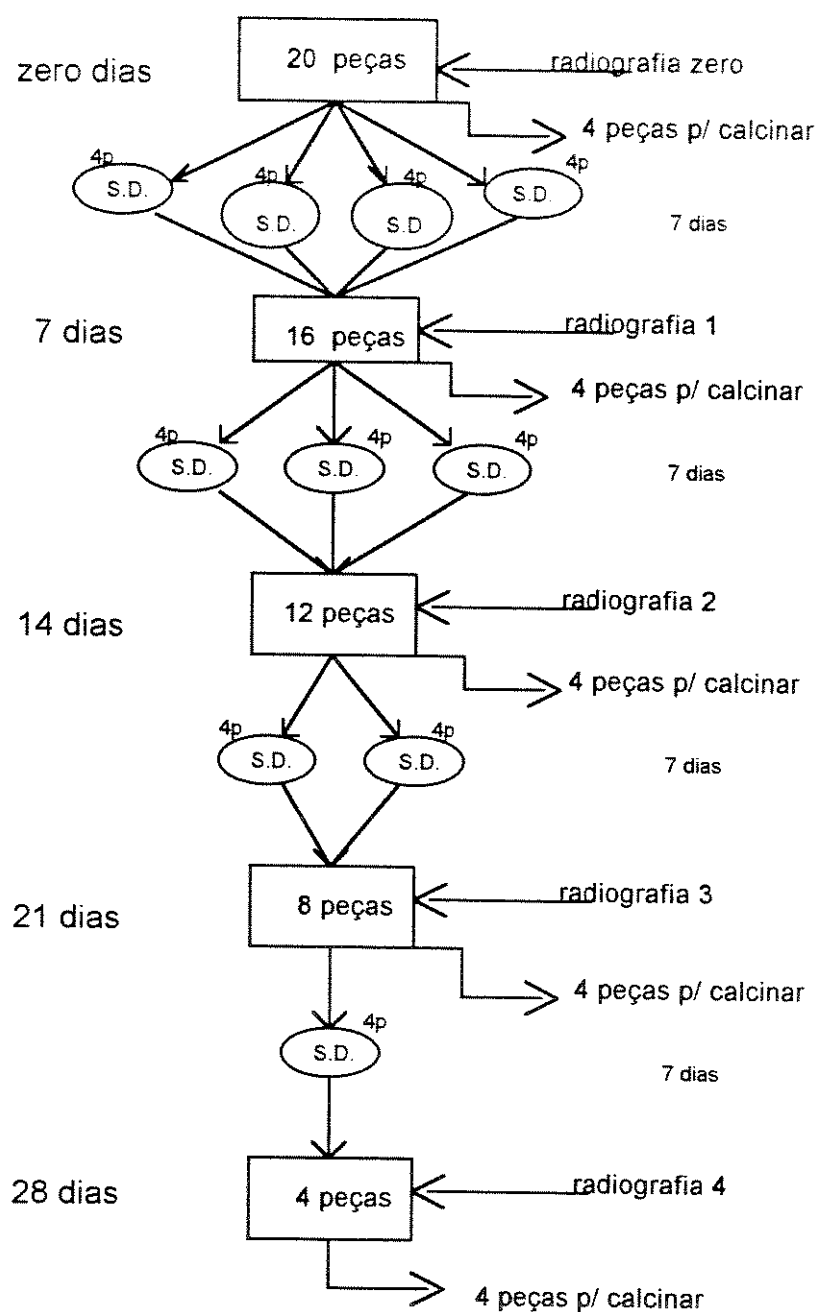
Foram tomadas 5 radiografias sendo seguida seqüência semelhante a do estudo anterior, isto é, a primeira tomada radiográfica foi realizada imediatamente após a obtenção das peças ósseas e as subseqüentes, de números 1, 2, 3, e 4, foram realizadas após períodos pré determinados de descalcificação.

Após a primeira calcinação, do dia zero, as 16 peças restantes foram agrupadas de quatro em quatro e colocadas em quatro recipientes distintos, contendo 50ml de solução descalcificadora em cada um, sendo esta solução trocada semanalmente, após as tomadas radiográficas. Este procedimento havia sido previamente definido.

A segunda, terceira, quarta e quinta tomadas radiográficas ocorreram, respectivamente, após 7, 14, 21 e 28 dias de permanência das peças na solução descalcificadora (fluxograma II). Após cada tomada radiográfica, quatro peças foram calcinadas. O material mineral contido nas soluções descalcificadoras foi também calcinado de forma a fornecer a quantidade de cálcio presente nas soluções provenientes das peças ósseas.

Neste estudo as vinte peças foram pesadas individualmente, com balança digital (marca Marte), com sensibilidade de miligramas (precisão 0,001g), antes da descalcificação (massa fresca), e depois de completado o processo de descalcificação, secando-as previamente com papel toalha.

FLUXOGRAMA II. Procedimentos com as peças ósseas de boi⁽²⁾.



²solução descalcificadora trocada semanalmente.

C. Estudo com peças ósseas de cães.

Foram obtidas, do terço médio das tíbias, 32 peças ósseas provenientes de 16 cães adultos sem raça definida. Estas mediam, aproximadamente, 1,2cm de comprimento por 0,8cm de diâmetro e foram divididas no sentido longitudinal (antero - posterior) de maneira que cada animal forneceu 4 peças ósseas, num total de 64 (figura 5).

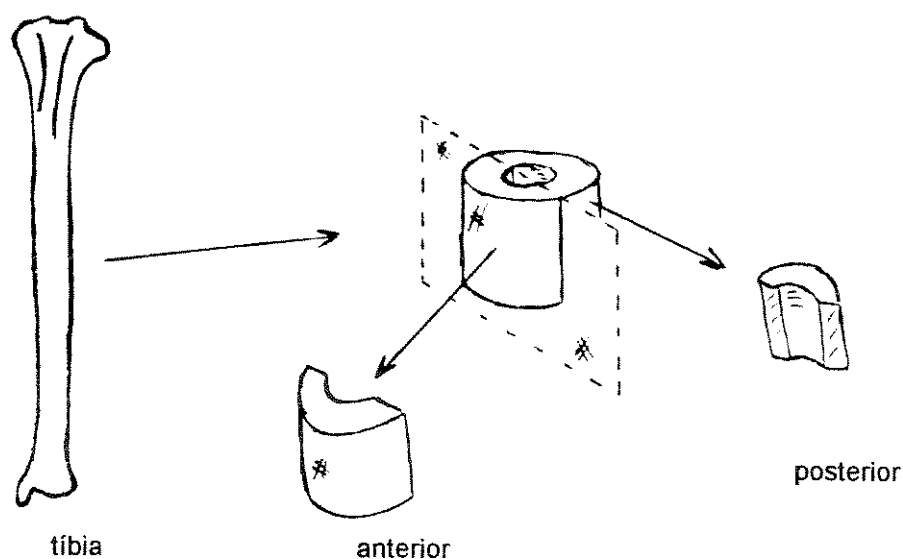


Figura 5. Esquema de obtenção das peças ósseas de cães, com divisão antero - posterior no sentido longitudinal, a que foram submetidas cada amostra óssea. No total, cada cão forneceu 4 peças.

Nas avaliações radiográficas das peças ósseas dos cães foram utilizadas a mesma tela intensificadora, penetrômetro e processo de descalcificação dos estudos anteriores.

Estas peças ósseas não foram calcinadas. Entretanto, após serem retiradas dos animais, foram levadas a uma estufa a 90°C por 4 horas, para secar⁽³⁾ e, a seguir, foram pesadas na balança digital, obtendo-se o valor de massa seca no instante zero, ou seja, antes de ter passado pelo processo de descalcificação.

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

Diferentemente do ocorrido com as peças dos frangos e do boi, cada uma das peças ósseas dos cães foi colocada em recipiente individual para descalcificação contendo 50ml de solução descalcificadora por grama de massa óssea seca (previamente estimado).

Estas 64 peças foram separadas em cinco grupos, conforme consta na tabela I.

³Desenvolvida pelo Laboratório de Análises Químicas da COBRAC (Cooperativa Agropecuária do Brasil Central), Araçatuba, S.P.

TABELA I. 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	8	24	zero e 24
II	8	48	zero, 24 e 48
III	16	48	zero, 12, 24, 36 e 48
IV	24	24	zero, 6, 12, 18 e 24
V	8	30	zero, 6*, 12, 18, 24 e 30

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

Para as tomadas radiográficas, além do penetrômetro, utilizaram-se 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 (figura 3). Os valores densitométricos obtidos pelas chapas laterais serviram para a correção dos valores densitométricos, em função da não uniformidade da radiação X no campo do filme radiográfico. As peças ósseas foram colocadas justapostas a estas chapas (figura 6).

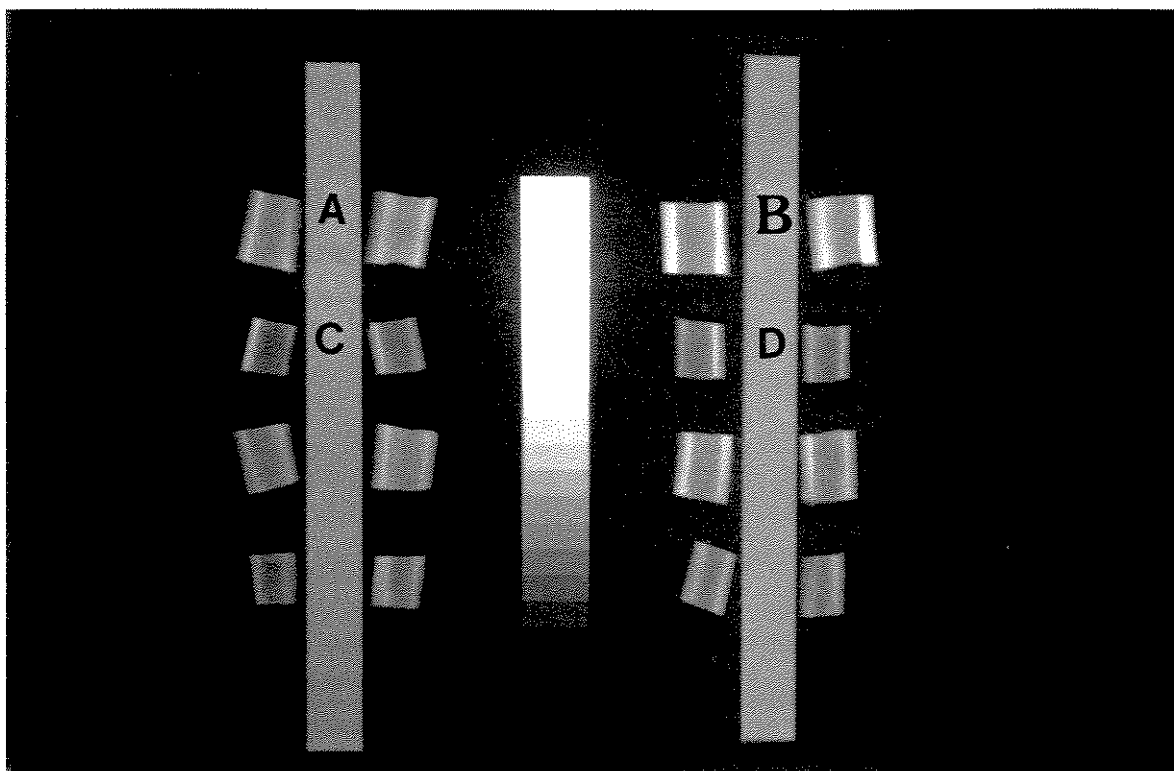


Figura 6. Radiografia contendo imagens das peças ósseas de cães, grupo III, do penetrômetro de alumínio, com 18 degraus, em seu centro e chapas de alumínio. A, B,..... são as regiões onde se realizaram as tomadas densitométricas nas chapas.

As análises densitométricas das imagens radiográficas dos ossos de frangos e de boi foram realizadas sem considerar o fator não uniformidade da radiação sobre os filmes radiográficos e as peças em questão.

D. Determinação da quantidade de cálcio.

Para se determinar a quantidade de cálcio, nas peças ósseas dos frangos e boi, foi utilizada a "Complexometria com EDTA"³⁷ (Ácido Etílico Diamino Tetracético Dissódico), em que, a um volume conhecido de solução de trabalho, acrescentou-se 10ml de tampão para cálcio, gotas de indicador calcon 0,4%, e titulou-se com solução de EDTA 0,02 molar.

E. Técnica Radiológica.

O aparelho de raios X utilizado foi de marca comercial CRX, modelo CRX200, calibrado, com distância foco-filme de 1m, ajustado para 55kVp e 20mAs no estudo das peças ósseas de frangos, 55kVp e 4mAs no estudo das peças de boi e, 55kVp e 5mAs, para as peças de cães (estes valores foram determinados em análises prévias).

Em todos os estudos 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 7).

O processo de revelação e fixação foi manual, sem critério rígido de controle dos parâmetros tempo e temperatura das soluções reveladoras. Em todo o estudo procurou-se usar procedimentos radiológicos de rotina clínica.

A seguir, os filmes foram lavados durante, aproximadamente, 20 minutos e, após a lavagem, secados por um tempo de, aproximadamente, 60 minutos.

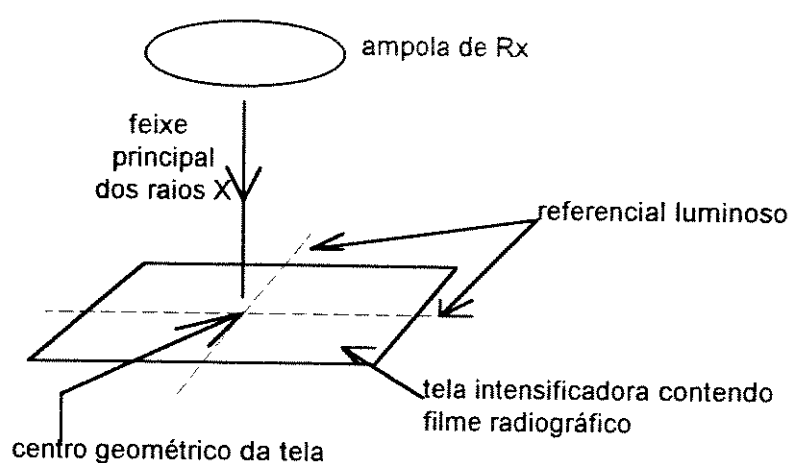


Figura 7. Esquema de procedimento para as tomadas radiográficas.

F. Influência da não-uniformidade da radiação X.

Para analisar o efeito da não-uniformidade da radiação X no campo radiográfico, foram usados quatro outros penetrômetros escalonados, de

alumínio, com espessuras conhecidas, colocados de acordo com a figura 8, em cada lado do penetrômetro padrão. Para este teste, foram realizadas dez tomadas radiográficas.

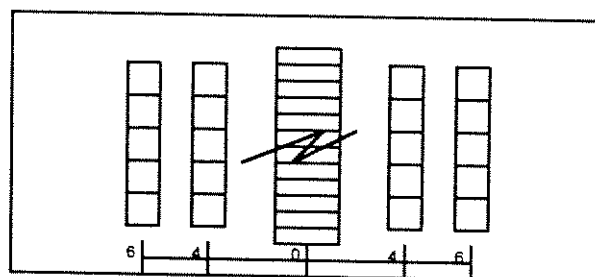


Figura 8. Esquema radiográfico para avaliação da não uniformidade da radiação X (distâncias em centímetros).

Os penetrômetros distantes 4,0cm à direita e à esquerda do centro do penetrômetro padrão, foram analisados em seus degraus com espessuras de 3,5, 4,0, 4,5 e 5,0mm. Para os que estavam a 6,0cm deste centro, foi analisado o degrau com espessura de 6,0mm do penetrômetro à sua direita e, com 5,0mm, do que estava à esquerda.

G. Técnica densitométrica.

Para a realização das leituras densitométricas, foi utilizado um densitômetro Macbeth TD528 (figura 9), previamente calibrado, com escala de gris do próprio aparelho.

Após aguardar 30 minutos para a estabilização da corrente elétrica, procedeu-se ao ajuste do zero de densidade óptica do aparelho, através do abaixamento da alavanca (A), que fazia mover o tubo captador da luz (B), na direção do vidro opaco (C), sobre a área de leitura com 1,0mm de diâmetro, por onde a luz emergia do densitômetro. O ajuste do zero foi obtido pela pressão do botão zero.

Após este ajuste, os filmes foram colocados sobre o vidro opalino, fazendo-se coincidir a imagem onde desejava realizar a leitura de densidade óptica com a área de leitura do aparelho. A seguir, movia-se o tubo captador para baixo, sobre o filme contra o vidro, obtendo-se a leitura no visor digital (D). As leituras eram, assim, obtidas ponto a ponto.

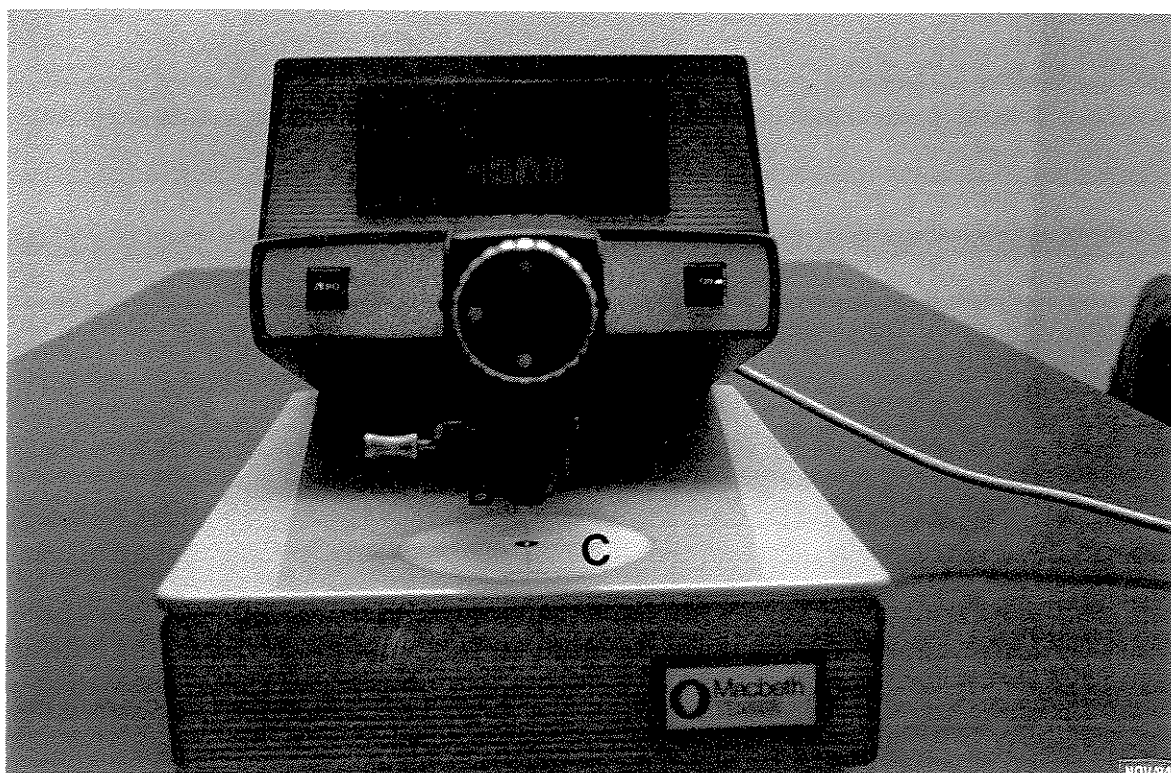


Figura 9. Densitômetro Macbeth TD528 (vide texto).

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, diretamente no filme, onde a radiação X não interagiu com obstáculo algum, a um centímetro de distância do degrau com 0,5mm de espessura, no prolongamento do eixo longitudinal da imagem do penetrômetro, estabelecendo o que seria a densidade óptica máxima do filme (D_{max}).

G1. Desempenho, estabilidade e reprodutibilidade das leituras com o densitômetro.

Realizou-se um teste para avaliar o desempenho, estabilidade e reprodutibilidade das leituras feitas com o densitômetro Macbeth TD528.

Para este teste, foi realizado um total de dez leituras, da mesma radiografia, em dias diferentes (dois), em mesma área da imagem da chapa de alumínio (10x1cm e 3mm de espessura), colocada a 5,0cm, à esquerda do penetrômetro padrão (figura 10).

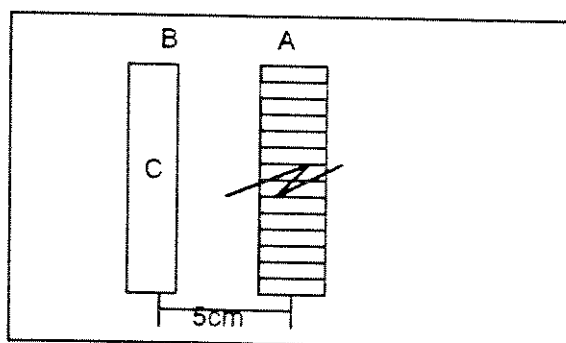


Figura 10. Esquema radiográfico para avaliar a reprodutibilidade das leituras com o densitômetro. Penetrômetro (A); chapa de alumínio (B) e, (C) área de leitura.

G2. Leituras densitométricas nas peças ósseas.

Em cada imagem radiográfica das peças de frangos, devido à não homogeneidade do tecido ósseo, foram feitas 10 tomadas de densidade óptica em uma região central, ao longo do canal medular, de maneira a se obter um valor de densidade óptica média, que melhor representasse a amostra.

Em cada imagem radiográfica das peças do boi, em região próxima do seu centro geométrico, foram realizadas 10 leituras de densidade óptica, obtendo-se seu valor médio em cada peça.

Nas imagens das peças dos cães, o procedimento de leitura da densidade óptica foi semelhante ao adotado para as peças dos frangos.

Nas imagens das chapas de alumínio, nas proximidades de cada uma das peças ósseas de cães (figura 6, pontos A, B, etc), foram realizadas cinco leituras de densidade óptica, obtendo-se a média entre elas.

H. Conversão dos valores densitométricos em valores relativos de espessura.

Uma vez obtidos os valores de densidade óptica em todas as radiografias das imagens das peças ósseas, do penetrômetro e das chapas de alumínio, foram eles armazenados em um microcomputador AT 386DX, 40MHz, com 4MB de memória RAM⁽⁴⁾ e, processados para as análises pertinentes.

Os dados densitométricos foram convertidos em valores relativos à espessura do penetrômetro padrão de alumínio, utilizando-se a expressão matemática de PELÁ et al. (1990)⁵⁹, e o programa computacional de PELÁ et al. (1992)⁵⁸, adaptados no presente trabalho para a realização da setorização da curva característica.

Foram utilizados, para gerar a equação representativa em cada radiografia, os dados de densidade óptica da imagem dos degraus do penetrômetro, com seus correspondentes valores de espessura. Os valores Dmax, Fog e Dsat. de cada radiografia foram, igualmente, utilizados para esta geração. Os valores do Fog e Dsat. foram estimados baseando-se, respectivamente, na densidade óptica da imagem do maior degrau (21mm) e em Dmax.

⁴material adquirido através de bolsa auxílio pesquisa; processo nº 534/92-DFP (FUNDUNESP).

H1. Setorização da curva característica

A setorização foi determinada em função do valor de densidade óptica das imagens radiográficas das peças ósseas e das chapas de alumínio. Desta maneira, o valor de densidade óptica da imagem da peça ou da chapa de alumínio, era comparado com os valores das imagens do penetrômetro radiografado simultaneamente, identificando o degrau cuja densidade óptica mais se aproximasse dele. A seguir, eram estabelecidos os degraus adjacentes a este como os limites do segmento da curva característica ajustada através da expressão matemática proposta por PELÁ et al. (1990)⁵⁹ (figura 11). Esta setorização foi realizada individualmente, para cada imagem das peças ou chapas, sendo que em uma mesma radiografia várias setorizações foram realizadas.

Para analisar esta adaptação ao programa original de PELÁ et al. (1992)⁵⁸, foram realizados dois testes com uma imagem do penetrômetro padrão. No primeiro, foi determinada a expressão matemática que melhor se ajustou aos 18 degraus do penetrômetro, sem setorização. No segundo, determinou-se a expressão que melhor se ajustou ao segmento compreendido entre o 5º e o 8º degraus, escolhidos arbitrariamente.

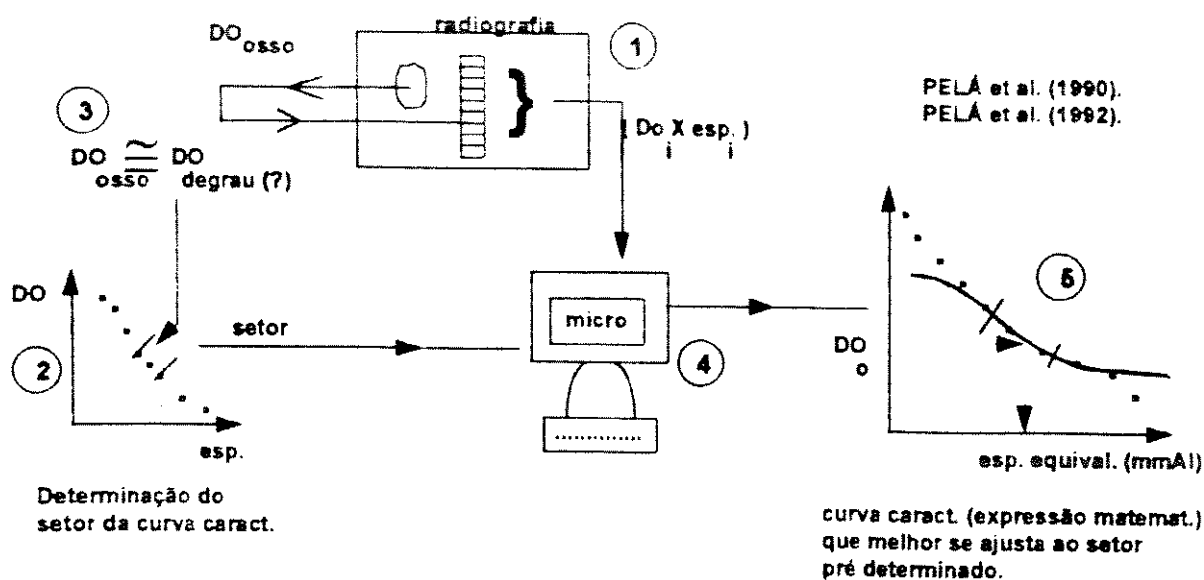


Figura 11. Esquema de setorização da curva característica, onde: 1) tomada radiográfica (objeto em estudo e penetrômetro padrão); 2) com os valores de densidade óptica das imagens dos degraus e com as respectivas espessuras destes degraus ($DO_i \times esp_i$), foram plotados os pontos da curva característica desta radiografia; 3) na imagem da peça em estudo (peça óssea) foi obtido seu valor em densidade óptica (DO_{osso}) e, por comparação, determinado o degrau cuja densidade óptica mais lhe assemelhasse. Este degrau serviu de referência para a setorização da curva característica; 4) estes valores e os necessários para a geração da equação de PELÁ et al (1990) deram entrada no microcomputador e, 5) a curva característica ou a expressão matemática que melhor se ajustasse ao setor pré determinado foi estabelecida. A seguir, com o valor de densidade óptica da imagem da peça óssea (DO_{osso}), obtinha-se o seu valor equivalente em espessura de alumínio (também através do microcomputador).

H2. Aplicações da metodologia da setorização.

Nas quatro peças ósseas dos frangos, após sete dias de descalcificação, foram determinados o coeficiente de correlação linear entre a média de seus valores, em percentual, de espessura (obtidos através do método densitométrico), e a quantidade média de cálcio nelas encontrado.

A mesma correlação foi determinada para as quatro peças dos frangos que permaneceram nove dias em solução descalcificadora.

De maneira semelhante, foi determinada esta correlação para as peças ósseas do boi, que ficaram 21 e 28 dias em solução descalcificadora.

Quanto às peças ósseas dos cães, somente as dos grupos III, IV e V tiveram determinados, individualmente, o coeficiente de correlação linear entre as massas secas e as espessuras, sendo estas corrigidas devido à não uniformidade da radiação X.

Para corrigir os valores de espessura à não uniformidade da radiação X, utilizaram-se os valores médios das leituras de densidade óptica obtidos nas imagens radiográficas das chapas de alumínio com 3mm, nas proximidades de cada peça óssea dos cães. Desta maneira, com estes valores médios de densidade óptica da chapa de alumínio, foi calculada, via expressão matemática, as correspondentes espessuras em milímetros de alumínio. Estas espessuras foram comparadas com a espessura de 3mm e, suas variações atribuídas à não uniformidade da radiação X. Utilizando-se regra de três simples, foram corrigidos os valores em espessura das peças ósseas.

H3. Teste de contra-prova.

Um teste de contra-prova foi realizado com as 8 peças ósseas de cães do grupo V. A tomada radiográfica no tempo 6 horas não foi realizada, com o intuito de se avaliar a possibilidade desta tomada ser determinada em função da obtenção dos outros pontos.

Inicialmente, com os valores obtidos nas imagens radiográficas e pesagem das massas secas, nos tempos zero, 12, 18, 24 e 30 horas, foram calculadas duas expressões de regressão linear (figura 12) para cada peça óssea: dos valores de espessura relativa (em milímetros de alumínio), em função do tempo e, dos valores de massa seca (em gramas), em função de sua espessura relativa (mmAl).

A seguir, através das expressões *espessura X tempo*, foram estimados os valores de espessura relativa para cada peça óssea, para o tempo 6 horas.

Os valores assim obtidos foram, a seguir, levados às expressões *massa seca X espessura*, estimando-se os correspondentes valores de massa seca relativos ao tempo de 6 horas de descalcificação.

Obtidos os valores estimados em massa óssea relativos ao tempo de 6 horas, foram eles confrontados com os valores obtidos através de pesagem direta e individualmente de cada massa. Foram, a seguir, calculados os erros relativos entre a massa estimada e a massa aferida em balança.

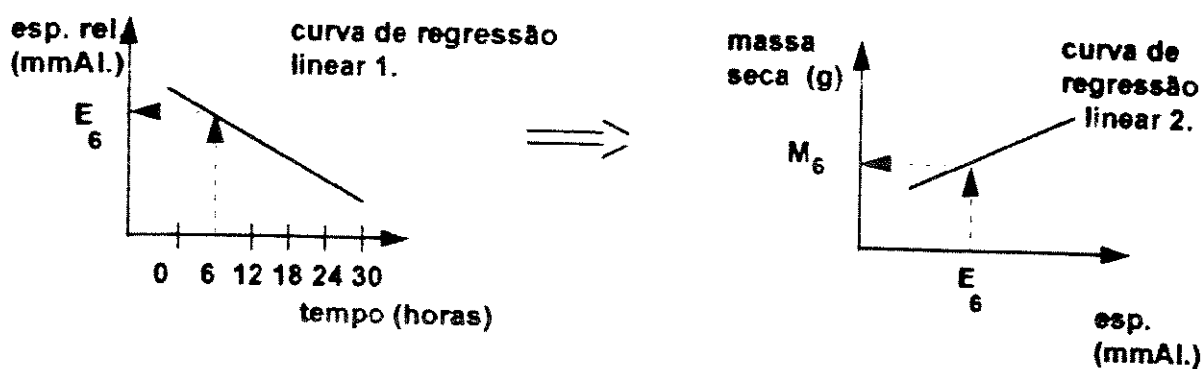


Figura 12. Esquema para realização do teste de contra-prova. Na curva de regressão linear 1, *esp. rel. X tempo*, obtidos com os valores calculados de espessura para os tempos zero, 12, 18, 24 e 30 horas, determinou-se o valor de espessura E_6 , correspondente ao tempo 6 horas cuja tomada radiográfica deliberadamente não foi realizada. A seguir, com este valor E_6 , na curva de regressão linear 2, *massa seca X esp.*, estimou-se seu correspondente valor em massa (M_6). Este valor estimado foi confrontado com o valor pesado com a balança de precisão e o erro relativo calculado. Este procedimento foi realizado individualmente para cada uma das 8 peças do grupo V.

RESULTADOS

RESULTADOS

Os resultados do presente trabalho e seus tratamentos estatísticos (correlações lineares), serão apresentados segundo:

1. AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE CÁLCIO.

.porcentagem do mineral presente nas peças ósseas de frangos (tabela II e gráfico I) e, em solução descalcificadora (tabela III e gráfico II);

.porcentagem de massa e do mineral presente nas peças ósseas de boi (tabela IV e gráficos III e, IV) e, em soluções descalcificadoras (tabela V, gráfico V);

.valores de massa seca e da variação percentual da massa seca, das peças ósseas de cães (tabelas de VI a XV);

2. AVALIAÇÃO DA NÃO-UNIFORMIDADE DA RADIAÇÃO X.

.valores, em milímetros de alumínio, devidos à não-uniformidade da radiação X sobre os penetrômetros de alumínio (tabelas de XVI a XIX);

3. AVALIAÇÃO DAS LEITURAS DO APARELHO DENSITOMÉTRICO.

.valores de densidade ópticas na imagem radiográfica do penetrômetro padrão, relativos ao teste de reprodutibilidade das leituras densitométricas (tabelas XX e, XXI e gráfico VI).

4. AVALIAÇÃO DA DENSIDADE ÓPTICA.

.valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros e das peças ósseas de frangos (tabelas de XXII a XXVI; as tabelas de XXIII a XXVI, encontram-se no apêndice);

.valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros e das peças ósseas de boi (tabelas de XXVII a XXXI; as tabelas de XXVIII a XXXI, encontram-se no apêndice);

.valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros, das peças de cães e das chapas de alumínio (tabelas de XXXII a LXV; as tabelas de XXXIII a LXV, encontram-se no apêndice);

5. AVALIAÇÃO DA SETORIZAÇÃO DA CURVA CARACTERÍSTICA.

.valores de densidade óptica de radiografia do penetrômetro padrão, para teste de setorização da curva característica (tabela LXVI);

6. AVALIAÇÃO DA ESPESSURA RELATIVA.

.valores, em milímetros de alumínio, das peças ósseas de frangos (tabela LXVII, gráfico VII e, VIII);

.valores, em milímetros de alumínio, das peças ósseas de boi (tabela LXVIII, gráfico IX e, X);

.valores, em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães (tabelas de LXIX a LXXIII);

7. AVALIAÇÃO DAS CORRELAÇÕES LINEARES.

.correlações lineares entre valores médios de espessuras, em milímetros de alumínio, e as porcentagens média de cálcio nas peças de frangos (gráficos XI, XII e, XIII);

.correlações lineares entre valores médios de espessuras, em milímetros de alumínio, e as porcentagens média de cálcio nas peças de boi e, entre as massas, em gramas e as porcentagens de cálcio nas peças de boi (gráficos XIV, XV e, XVI);

.correlações lineares entre espessuras, em milímetros de alumínio, e as massas secas (gráficos de XVII a LXIV), coeficientes de correlação linear (tabela LXXIV), frequência de ocorrência dos coeficientes de correlação (tabela LXXV) e, histograma de frequência de ocorrência dos coeficientes de correlação linear (gráfico LXV), das peças de cães dos grupos III, IV e, V, e,

8. AVALIAÇÃO DO TESTE DE CONTRA-PROVA.

.valores de massa, em gramas e estimados, para o teste de contra-prova das peças ósseas de cães do grupo V (tabela LXXVI).

AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE CÁLCIO.

Material obtido de Frangos.

Nas tabelas II e III, e nos gráficos I e II, são apresentados os resultados obtidos no estudo realizado com as peças ósseas de frangos.

Conforme é demonstrado na tabela II e no gráfico I, houve um grau crescente de descalcificação nas peças ósseas até o sétimo dia da observação. Posteriormente nota-se elevação da porcentagem de cálcio nas peças, de forma inversa ao que vinha ocorrendo. Este fato fica também demonstrado quando se observa a tabela III e o gráfico II, onde é apresentado a quantidade de cálcio que foi para a solução, proveniente das peças ósseas.

TABELA II. Porcentagem de cálcio das peças ósseas de frangos, em função do tempo (em dias), de permanência em solução descalcificadora.

tempo (dias)	peça	[Ca] _{deca} (%)	média ± DP
zero	1	12,83	12,87 ± 0,29
	2	12,96	
	3	13,26	
	4	12,45	
2	5	4,65	5,67 ± 1,17
	6	6,47	
	7	7,16	
	8	4,40	
4	9	2,51	3,54 ± 1,13
	10	2,31	
	11	4,73	
	12	4,61	
7	13*		1,83 ± 0,11
	14	1,99	
	15	1,76	
	16	1,75	
9	17	2,55	2,57 ± 0,31
	18	3,04	
	19	2,51	
	20	2,17	

(*)excluída por ter havido perda de material mineral;
DP, desvio padrão.

GRÁFICO I. Porcentagem do mineral presente nas peças ósseas de frangos, valor médio, em função do tempo.

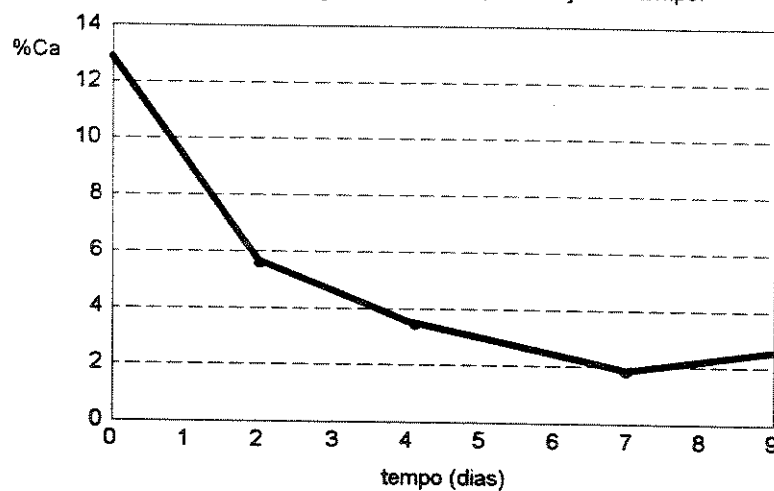
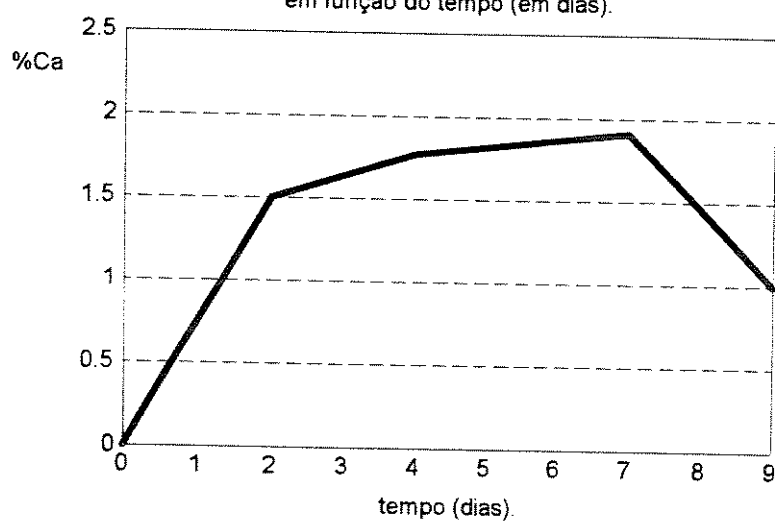


TABELA III. Porcentagem de cálcio em solução descalcificadora, em função do tempo (em dias), devido à permanência das peças ósseas de frangos.

tempo(dias)	[Ca]solução (%)
2	1,50
4	1,77
7	1,91
9	1,00

GRÁFICO II. Porcentagem do mineral de peças ósseas de frangos, presente na solução descalcificadora, em função do tempo (em dias).



Material obtido de Boi.

Nas tabelas IV e V, e nos gráficos III, IV e V, são apresentados os valores encontrados nas peças ósseas de boi.

Na tabela IV, verifica-se que a porcentagem de mineral do osso de boi é muito maior que a dos frangos.

As curvas de descalcificação das peças e as concentrações de cálcio nas soluções descalcificantes seguem um padrão semelhante. Observa-se, também, que os valores percentuais das massas (valores médios; gráfico IV), "descrevem" o processo de descalcificação com padrão de curva semelhante ao obtido no gráfico III.

TABELA IV. Massa inicial (m_0), e final (m), e porcentagem de cálcio nas peças ósseas do boi, em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

tempo (dias)	peça	m_0 (g)	m (g)	VPM*	média $\pm$ DP VPM	[Ca] _{peça} (%)	média $\pm$ DP [Ca] _{peça} (%)
zero	1	2,778	-	100,00	100,00	26,38	26,08 $\pm$ 0,33
	2	3,582	-	100,00		26,35	
	3	4,098	-	100,00		25,57	
	4	3,945	-	100,00		26,00	
7	5	3,828	3,089	80,67	80,38 $\pm$ 0,80	20,82	21,00 $\pm$ 0,46
	6	2,645	2,095	79,18		21,78	
	7	3,255	2,613	80,28		20,89	
	8	3,668	2,986	81,38		20,54	
14	9	2,962	2,191	73,97	74,62 $\pm$ 0,65	14,96	14,49 $\pm$ 0,41
	10	2,881	2,178	75,59		14,72	
	11	2,702	2,002	74,09		13,88	
	12	3,245	2,428	74,84		14,38	
21	13	3,081	1,688	54,79	58,64 $\pm$ 3,60	11,39	12,33 $\pm$ 0,75
	14	3,026	1,680	55,51		11,87	
	15	3,548	2,248	63,35		13,31	
	16	4,495	2,737	60,90		12,75	
28	17	2,238	0,913	39,04	45,96 $\pm$ 4,61	6,63	8,99 $\pm$ 1,63
	18	3,142	1,448	46,07		8,86	
	19	3,332	1,558	46,75		9,26	
	20	3,510	1,825	51,99		11,22	

*As peças, de 1 a 4, não permaneceram em solução;

**Valores percentuais das massas = $(m/m_0) \cdot 100$; DP, desvio padrão.

GRÁFICO III. Porcentagem do mineral presente nas peças ósseas do boi (valor médio).

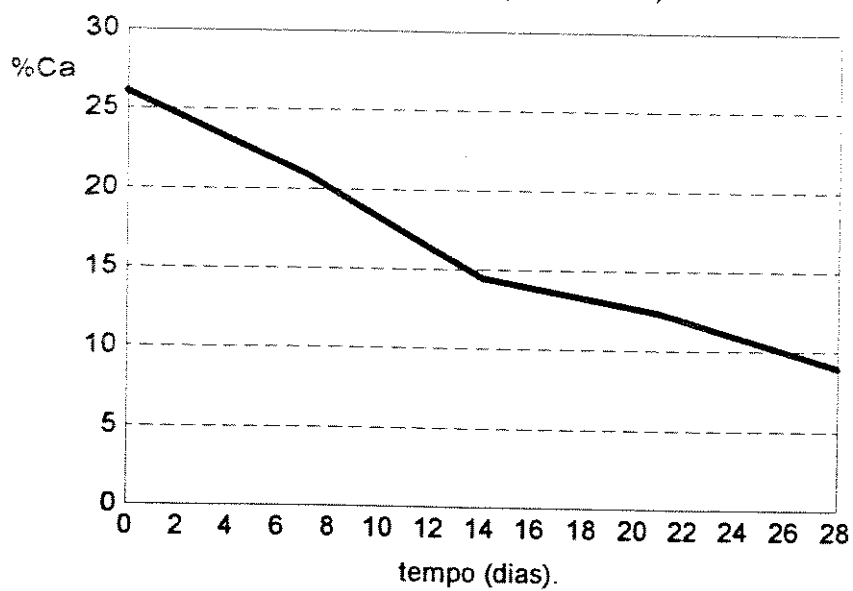


GRÁFICO IV. Valores percentuais de massa (valor médio) em função do tempo (em dias).

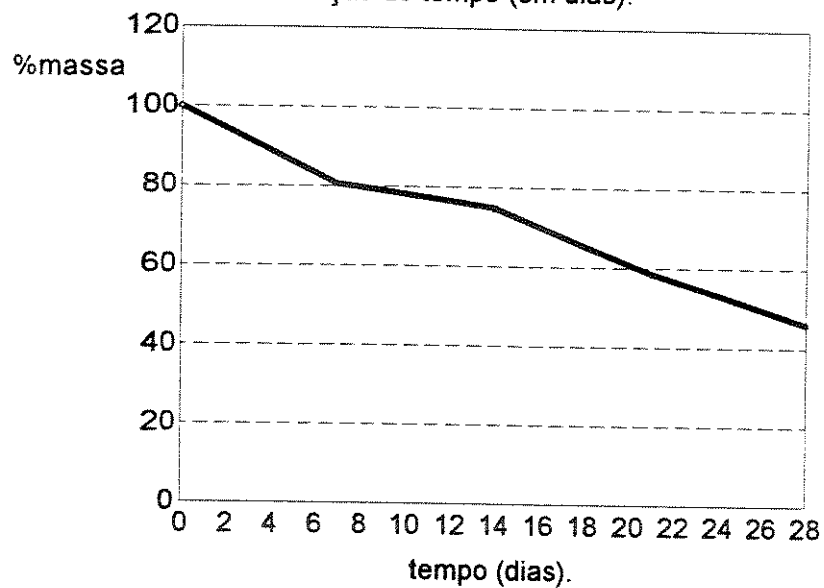
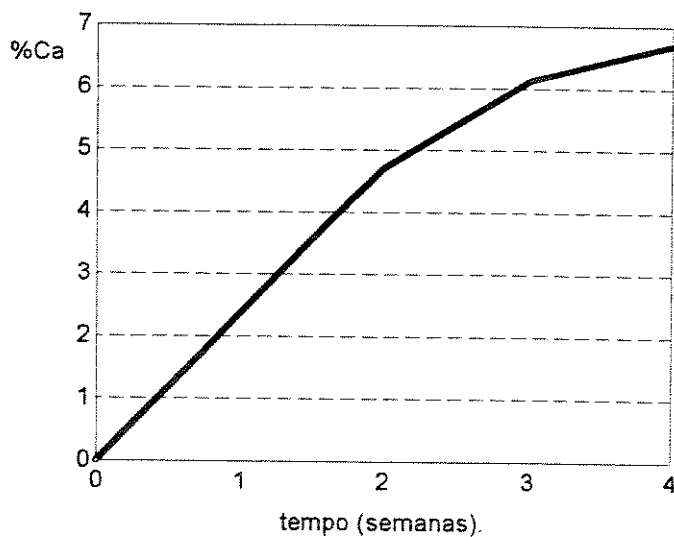


TABELA V. Porcentagem de cálcio, das peças ósseas do boi, nas soluções descalcificadoras.

tempo (semana)	peças			
	(5-8)	(9-12)	(13-16)	(17-20)
	[Ca]solução (%)			
1 ^a	2,93	2,95	2,76	2,36
2 ^a		1,78	2,18	2,34
3 ^a			1,47	1,41
4 ^a				0,58
Σ	2,93	4,73	6,41	6,69

GRÁFICO V. Porcentagem do mineral de peças ósseas de boi (de 17 a 20), presente na solução descalcificadora, em função do tempo (em semanas).



Material obtido de Cães.

As tabelas VI, VIII, X, XII e, XIV, apresentam os valores de massa seca encontrados para as peças ósseas dos cinco grupos de cães, que passaram por períodos específicos de descalcificação.

Da tabela VI, com valores das peças do grupo I, observa-se que houve uma variação média de massa, da ordem de 30,61% (tabela VII), no período de 24 horas a que ficaram na solução.

TABELA VI. Valores de massa seca nos tempos zero e de 24 horas, após permanência em solução descalcificadora, das peças do grupo I, de cães.

peça	tempo (horas)	
	zero	24
	massa	seca (g)
1	1,134	0,865
2	0,645	0,423
3	0,610	0,423
4	0,548	0,377
5	0,636	0,465
6	0,887	0,629
7	0,404	0,261
8	0,594	0,395
média	0,682	0,480
DP	0,212	0,174

TABELA VII. Variação percentual de massa seca (Δm), das peças do grupo I, de cães, após período de descalcificação.

peça	intervalo (horas)
	zero → 24
	Δm (%)
1	23,72
2	34,42
3	30,65
4	31,20
5	26,89
6	29,09
7	35,40
8	33,50
média	30,61
DP	3,70
CV ⁽⁵⁾	12,09

⁵CV, coeficiente de variação, sendo $CV (\%) = (DP/média) \times 100$. Representa a distribuição dos valores em torno da média.

As peças do grupo II, tabelas VIII e IX, demonstram uma variação média dos valores de massa seca, de 31,61% para as primeiras 24 horas de descalcificação e, de 42,24%, para as 24 horas subseqüentes.

TABELA VIII. Valores de massa seca nos tempos zero, 24 e de 48 horas, após permanência em solução descalcificadora, das peças do Grupo II, de cães.

peça	tempo (horas)		
	zero	24	48
	massa seca (g)		
1	0,591	0,373	0,189
2	0,594	0,389	0,213
3	0,667	0,488	0,315
4	1,125	0,840	0,570
5	0,813	0,579	0,340
6	0,714	0,501	0,278
7	0,545	0,332	0,175
8	0,712	0,487	0,279
média	0,720	0,499	0,295
DP	0,173	0,150	0,118

TABELA IX. Variação percentual de massa seca (Δm), das peças do grupo II, de cães, após períodos de descalcificação.

peça	intervalo (horas)	
	zero→24	24→48
	Δm (%)	
1	36,89	49,33
2	34,51	45,24
3	26,84	35,45
4	25,33	32,14
5	28,78	41,28
6	29,83	44,51
7	39,08	47,29
8	31,60	42,71
média	31,61	42,24
DP	4,55	5,47
CV	14,39	12,95

Na tabela X, onde as peças ósseas do grupo III passaram por um período de descalcificação de 48 horas, escalonados de 12 em 12 horas, observa-se uma variação média dos valores de massa seca (tabela XI), de 22,29% nas primeiras 12 horas, 27,89% nas 12 horas seguintes, 32,80% no intervalo de 24 a 36 horas e, 38,72%, para as 12 horas restantes.

TABELA X. Valores de massa seca nos tempos zero, 12, 24, 36 e de 48 horas, após permanência em solução descalcificadora, das peças do Grupo III, de cães.

peças	tempo (horas)				
	zero	12	24	36	48
	massa seca (g)				
1	0,375	0,265	0,165	0,086	0,053
2	0,506	0,418	0,347	0,269	0,180
3	0,555	0,427	0,300	0,191	0,118
4	0,710	0,566	0,420	0,276	0,166
5	0,671	0,548	0,407	0,263	0,163
6	0,774	0,635	0,510	0,387	0,261
7	0,487	0,384	0,276	0,188	0,109
8	0,503	0,409	0,327	0,238	0,153
9	0,442	0,314	0,164	... ⁽⁶⁾	...
10	0,438	0,355	0,286	0,217	0,150
11	0,617	0,443	0,246	...	...
12	0,445	0,317	0,184	0,084	0,038
13	0,680	0,526	0,398	0,267	0,165
14	0,685	0,535	0,423	0,296	0,173
15	0,627	0,496	0,367	0,240	0,132
16	0,406	0,324	0,267	0,204	0,135
média	0,557	0,435	0,318	0,229	0,142
DP	0,120	0,104	0,097	0,076	0,053

⁶(...), valores não determinados por motivos diversos.

TABELA XI. Variação percentual de massa seca (Δm), das peças do grupo III, de cães, após períodos de descalcificação.

peça	intervalo (horas)			
	zero→12	12→24	24→36	36→48
	Δm (%)			
1	29,33	37,73	47,88	38,37
2	17,39	16,98	22,48	33,08
3	23,06	29,74	36,33	38,22
4	20,28	25,79	34,28	39,85
5	18,33	25,73	35,38	38,02
6	17,96	19,68	24,12	32,56
7	21,15	28,12	31,88	42,02
8	18,69	20,05	27,22	35,71
9	28,96	47,77	...	...
10	18,95	19,44	24,12	30,87
11	28,20	44,47	...	...
12	28,76	41,95	54,35	54,76
13	22,65	24,33	32,91	38,20
14	21,90	20,93	30,02	41,55
15	20,90	26,01	34,60	45,00
16	20,20	17,59	23,59	33,82
média	22,29	27,89	32,80	38,72
DP	4,08	9,58	8,86	5,87
CV	18,30	34,35	27,01	15,16

Os resultados da tabela XII, relativos ao grupo IV, onde as peças ósseas passaram por um período total de descalcificação de 24 horas, analisados a cada 6 horas, demonstram que estas peças sofreram variação média de massa seca de: 12,98%, 10,81%, 10,93% e, 19,77%, respectivamente (tabela XIII).

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

peças	tempo (horas)				
	zero	6	12	18	24
	massa seca (g)				
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 XIII. Variação percentual de massa seca (Δm), das peças do grupo IV, de cães, após períodos de descalcificação.

peça	intervalo (horas)			
	zero→6	6→12	12→18	18→24
	Δm (%)			
1	12,31	8,85	11,05	15,82
2	11,96	9,02	14,57	16,78
3	11,99	8,38	10,95	15,23
4	12,20	8,58	12,83	16,48
5	10,44	8,44	11,65	16,26
6	12,06	8,48	13,35	16,35
7	11,72	9,14	13,96	19,24
8	11,60	8,17	11,86	18,04
9	16,09	12,90	12,15	18,01
10	14,37	11,62	10,65	22,90
11	14,71	12,94	6,56	28,22
12	15,66	14,12	12,78	23,38
13	17,13	14,76	11,14	26,78
14	13,19	18,77	11,00	21,64
15	14,27	13,99	10,11	23,59
16	14,36	13,20	11,96	23,11
17	11,71	8,16	10,55	17,08
18	10,64	8,78	9,20	15,90
19	12,17	8,76	6,73	20,43
20	10,71	9,40	7,63	19,61
21	12,48	12,05	11,34	19,00
22	12,48	12,55	10,88	18,64
23	12,61	10,39	7,50	24,34
24	14,67	8,04	12,01	17,74
média	12,98	10,81	10,93	19,77
DP	1,74	2,77	2,08	3,59
CV	13,40	25,62	19,03	18,16

Na tabela XIV, os valores de massa seca são relativos ao grupo V, cujas peças ósseas permaneceram um período de 30 horas em processo de descalcificação, com tempos de tomadas de dados de 6 em 6 horas. Os resultados evidenciam uma variação média de massa seca de: 10,83%, nas primeiras 6 horas; 11,31%, entre 6 e 12 horas; 14,96%, entre 12 e 18 horas; 18,23%, entre 18 e 24 horas e, 20,42%, nas últimas 6 horas (tabela XV).

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

peça	tempo (horas)					
	zero	6	12	18	24	30
	massa seca (g)					
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

TABELA XV. Variação percentual de massa seca (Δm), das peças do grupo V, de cães, após períodos de descalcificação.

peça	intervalo (horas)				
	zero→6	6→12	12→18	18→24	24→30
	Δm (%)				
1	11,16	10,80	14,37	15,79	16,80
2	10,76	9,43	13,56	15,97	19,33
3	11,11	11,34	14,62	17,74	19,70
4	10,32	11,75	16,85	19,93	21,22
5	11,75	10,76	14,28	16,67	19,11
6	10,41	12,53	16,14	21,74	27,78
7	9,97	12,43	15,12	18,54	21,43
8	11,14	11,47	14,76	19,43	17,98
média	10,83	11,31	14,96	18,23	20,42
DP	0,54	0,94	0,99	1,95	3,13
CV	4,99	8,31	6,62	10,70	15,33

Dos resultados de massa seca das peças ósseas de cães, observa-se que houve uma certa semelhança entre os resultados dos cinco grupos: os grupos I e II nas primeiras 24 horas e os grupos IV e V, nos tempos de avaliações comuns.

AVALIAÇÃO DA NÃO-UNIFORMIDADE DA RADIAÇÃO X NO CAMPO RADIOGRÁFICO.

Conforme é demonstrado nas tabelas XVI, XVII, XVIII e, XIX, existe uma não-uniformidade da radiação X, no plano do filme radiográfico, que promoveu erros relativos para as espessuras analisadas, que variaram de 0,50 a 16,44%. Nota-se que estes erros foram maiores nos pontos à direita do penetrômetro padrão. Entretanto, pode-se observar, também, que os coeficientes de variações que representam a distribuição dos valores em torno de suas médias, estão entre 0,88 a 3,99%, sugerindo uma boa precisão das medidas.

TABELA XVI. Valores de espessuras calculados através das imagens radiográficas dos penetrômetros escalonados, colocados a 4,0 centímetros do centro do filme, e seus coeficientes de variação (CV).

radio- grafia	espessura do degrau (mm)							
	3,5		4,0		4,5		5,0	
	dir	esq	dir	esq	dir	esq	dir	esq
01	3,95	3,43	4,56	3,92	5,36	4,48	5,82	4,92
02	4,07	3,51	4,68	4,05	...	4,58	5,57	4,98
03	3,96	3,54	4,41	4,04	5,14	4,62	5,63	5,10
04	3,96	...	...	3,96	5,33	4,53	5,82	4,98
05	3,91	3,58	...	4,04	...	4,58	5,32	4,99
06	3,86	3,51	4,42	4,00	5,14	4,51	5,28	4,83
07	4,06	3,52	4,53	3,99	5,27	4,53	5,52	4,92
08	4,17	3,50	4,60	3,99	5,23	4,49	...	...
09	3,92	3,58	4,58	4,08	5,12	4,58	5,23	5,02
10	3,94	3,57	4,47	4,13	5,35	4,59	...	4,99
média	3,98	3,53	4,53	4,02	5,24	4,55	5,52	4,97
DP	0,09	0,05	0,09	0,06	0,09	0,04	0,22	0,07
CV(%)	2,50	1,42	1,98	1,50	1,72	0,88	3,99	1,40

TABELA XVII. Valores de espessuras calculados através das imagens radiográficas dos penetrômetros escalonados, colocados a 6,0 centímetros do centro do filme, e seus coeficientes de variação (CV).

radiografia	espessura do degrau (mm)	
	6,0 direita	5,0 esquerda
01	6,32	4,71
02	6,28	5,14
03	6,62	5,21
04	6,29	5,24
05	6,34	5,35
06	6,02	4,77
07	6,43	5,12
08	6,38	5,03
09	6,40	5,12
10	6,31	5,22
média	6,34	5,09
DP	0,14	0,19
CV(%)	2,21	3,73

TABELA XVIII. Valores dos erros relativos para os degraus dos penetrômetros colocadas a 4,0 centímetros do centro do filme.

erro(%)	espessura do degrau (mm)							
	3,5		4,0		4,5		5,0	
	dir.	esq.	dir.	esq.	dir.	esq.	dir.	esq.
erro(%)	13,71	0,86	13,25	0,50	16,44	1,11	10,40	0,60

TABELA XIX. Valores dos erros relativos para os degraus dos penetrômetros colocadas a 6,0 centímetros do centro do filme.

erro(%)	espessura do degrau (mm)	
	6,0	5,0
	direita	esquerda
erro(%)	5,67	1,80

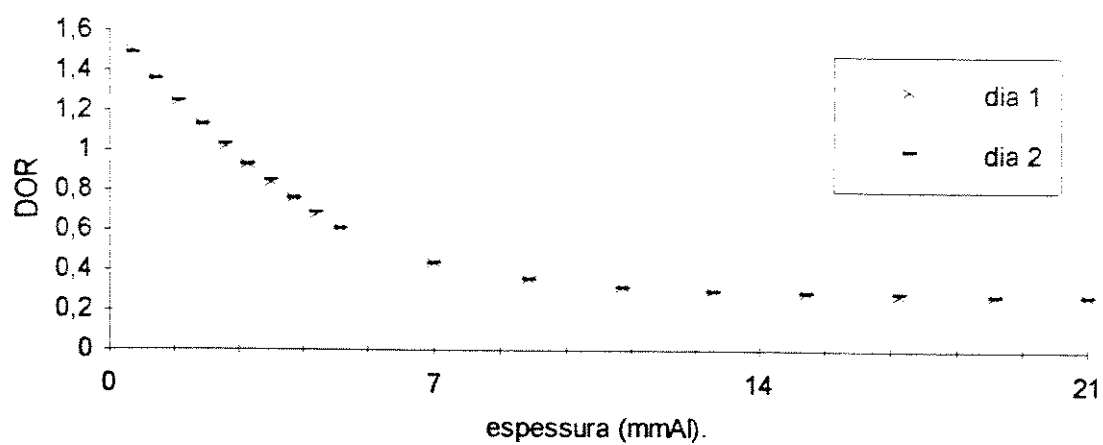
AVALIAÇÃO DO APARELHO DENSITOMÉTRICO.

Na tabela XX, pode-se observar como os valores densitométricos lidos de uma mesma radiografia, mas em dias diferentes, são praticamente os mesmos, demonstrando a reprodutibilidade de leituras promovida pelo densitômetro Macbeth TD528, este fato é bem visualizado no gráfico VI, onde os pontos, em sua maioria, estão sobrepostos.

TABELA XX. Valores de densidade óptica (DOR), de mesma radiografia, em dois dias consecutivos, da imagem do penetrômetro padrão.

degrau	esp. (mm)	DOR (dias)	
		1º	2º
01	0,5	1,50	1,49
02	1,0	1,36	1,36
03	1,5	1,24	1,25
04	2,0	1,13	1,13
05	2,5	1,02	1,03
06	3,0	0,93	0,93
07	3,5	0,84	0,85
08	4,0	0,76	0,76
09	4,5	0,68	0,69
10	5,0	0,61	0,61
11	7,0	0,44	0,44
12	9,0	0,36	0,36
13	11,0	0,32	0,32
14	13,0	0,30	0,30
15	15,0	0,29	0,29
16	17,0	0,28	0,29
17	19,0	0,28	0,28
18	21,0	0,28	0,28

GRÁFICO VI. Densidade óptica radiográfica (DOR), em função da espessura dos degraus do penetrômetro padrão de alumínio, em dois dias consecutivos, de mesma radiografia.



E, conforme está demonstrado na tabela XXI, pode-se comprovar a reprodutibilidade e precisão das leituras, observando-se o valor do coeficiente de variação igual a 0,71%.

TABELA XXI. Valores de densidade óptica (DOR), de mesma radiografia, em dois dias diferentes, da imagem radiográfica de uma área da chapa de alumínio e seus correspondentes valores em espessura de alumínio. Estes valores em espessura de alumínio foram calculados através da metodologia proposta neste trabalho.

dia	leitura	DOR	esp. (mmAl)
1º	01	0,91	3,09
	02	0,91	3,09
	03	0,91	3,09
	04	0,91	3,09
	05	0,90	3,15
2º	06	0,91	3,13
	07	0,91	3,13
	08	0,91	3,13
	09	0,91	3,13
	10	0,91	3,13
média			3,12
DP			0,022
CV(%)			0,71

AVALIAÇÃO DA DENSIDADE ÓPTICA NAS PEÇAS ÓSSEAS.

Nas tabelas XXII, XXVII e, XXXII, são apresentados os valores de densidade óptica, em cada peça óssea de frangos (1ª tomada), de boi (1ª tomada) e, de cães (1ª tomada; grupo I), respectivamente, obtidos através do densitômetro Macbeth TD528. Na imagem radiográfica de cada peça foram realizadas 10 leituras, as quais representam, de certa forma, sua homogeneidade.

TABELA XXII. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (dia zero), das peças ósseas de 1 a 20 de frangos e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,11	1	1,92	1,91	1,92	1,93	1,93	1,94	1,94	1,97	1,95	1,93
2	1,0	2,03	2	1,88	1,86	1,88	1,89	1,91	1,92	1,92	1,92	1,91	1,93
3	1,5	1,98	3	1,83	1,82	1,82	1,84	1,84	1,85	1,85	1,86	1,87	1,92
4	2,0	1,92	4	1,82	1,85	1,81	1,85	1,85	1,87	1,90	1,92	1,93	1,96
5	2,5	1,86	5	1,86	1,87	1,85	1,86	1,89	1,88	1,90	1,90	1,90	1,90
6	3,0	1,79	6	1,90	1,83	1,85	1,84	1,83	1,85	1,84	1,84	1,85	1,88
7	3,5	1,71	7	1,86	1,81	1,78	1,76	1,77	1,77	1,76	1,78	1,76	1,77
8	4,0	1,64	8	1,95	1,91	1,92	1,92	1,92	1,93	1,92	1,91	1,92	1,91
9	4,5	1,57	9	1,79	1,80	1,82	1,85	1,87	1,88	1,90	1,92	1,92	1,92
10	5,0	1,48	10	1,96	1,88	1,90	1,93	1,88	1,89	1,89	1,89	1,91	1,93
11	7,0	1,17	11	1,90	1,89	1,85	1,84	1,86	1,86	1,84	1,84	1,84	1,83
12	9,0	0,91	12	1,86	1,83	1,87	1,81	1,80	1,78	1,79	1,80	1,79	1,79
13	11,0	0,71	13	1,94	1,91	1,92	1,92	1,94	1,92	1,90	1,90	1,91	1,88
14	13,0	0,57	14	1,92	1,94	1,92	1,95	1,94	1,94	1,89	1,90	1,87	1,89
15	15,0	0,48	15	1,91	1,91	1,91	1,92	1,92	1,92	1,90	1,92	1,89	1,90
16	17,0	0,42	16	1,92	1,85	1,87	1,87	1,88	1,87	1,88	1,86	1,85	1,84
17	19,0	0,38	17	1,97	1,96	1,95	1,95	1,92	1,92	1,90	1,88	1,87	1,91
18	21,0	0,36	18	1,86	1,90	1,88	1,88	1,90	1,88	1,88	1,90	1,93	1,92
			19	1,95	1,92	1,90	1,93	1,93	1,95	1,95	1,91	1,91	1,90
			20	1,88	1,85	1,86	1,83	1,84	1,84	1,86	1,85	1,85	1,88

TABELA XXVII. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (dia zero), das peças ósseas de 1 a 20 do boi e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	3,26	1	1,61	1,66	1,69	1,62	1,66	1,67	1,69	1,58	1,67	1,69
2	1,0	3,16	2	1,31	1,29	1,28	1,26	1,30	1,29	1,28	1,30	1,25	1,29
3	1,5	3,02	3	1,23	1,20	1,18	1,19	1,25	1,25	1,29	1,30	1,25	1,24
4	2,0	2,91	4	1,36	1,37	1,38	1,40	1,39	1,36	1,33	1,31	1,32	1,38
5	2,5	2,78	5	1,45	1,58	1,62	1,47	1,57	1,64	1,64	1,62	1,50	1,61
6	3,0	2,65	6	1,43	1,46	1,51	1,51	1,49	1,49	1,42	1,49	1,48	1,45
7	3,5	2,53	7	1,57	1,59	1,58	1,60	1,60	1,65	1,61	1,60	1,62	1,57
8	4,0	2,40	8	1,23	1,23	1,24	1,21	1,22	1,22	1,21	1,21	1,19	1,22
9	4,5	2,29	9	1,39	1,44	1,42	1,43	1,39	1,38	1,39	1,44	1,43	1,41
10	5,0	2,18	10	1,49	1,50	1,50	1,50	1,53	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50
11	7,0	1,67	11	1,20	1,24	1,29	1,28	1,24	1,20	1,23	1,25	1,28	1,23
12	9,0	1,16	12	1,56	1,55	1,57	1,57	1,56	1,52	1,54	1,52	1,56	1,54
13	11,0	0,81	13	1,79	1,77	1,71	1,70	1,69	1,73	1,78	1,78	1,68	1,72
14	13,0	0,62	14	1,57	1,49	1,48	1,52	1,48	1,55	1,60	1,62	1,52	1,49
15	15,0	0,49	15	1,44	1,38	1,35	1,37	1,40	1,41	1,45	1,39	1,39	1,41
16	17,0	0,41	16	1,26	1,24	1,22	1,23	1,24	1,28	1,32	1,27	1,23	1,25
17	19,0	0,35	17	1,46	1,46	1,42	1,43	1,43	1,46	1,47	1,48	1,46	1,43
18	21,0	0,32	18	1,94	1,93	1,97	2,01	1,88	1,91	2,00	1,90	1,92	1,94
			19	1,19	1,22	1,21	1,22	1,28	1,22	1,26	1,27	1,28	1,22
			20	1,34	1,28	1,28	1,24	1,31	1,34	1,32	1,30	1,26	1,31

TABELA XXXII. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (dia zero), das peças ósseas do grupo I dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,92	1ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,39	1,54	1,54	1,64	
2	1,0	1,78	2ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,41	1,54	1,55	1,63	
3	1,5	1,67	3ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,39	1,54	1,57	1,65	
4	2,0	1,55	4ª	1,40	1,66	1,47	1,53	1,37	1,53	1,55	1,64	
5	2,5	1,45	5ª	1,41	1,66	1,41	1,52	1,37	1,55	1,53	1,64	
6	3,0	1,34	6ª	1,39	1,66	1,45	1,54	1,37	1,54	1,53	1,62	
7	3,5	1,24	7ª	1,39	1,66	1,45	1,56	1,36	1,54	1,53	1,62	
8	4,0	1,16	8ª	1,41	1,64	1,46	1,56	1,37	1,53	1,56	1,63	
9	4,5	1,06	9ª	1,38	1,65	1,46	1,55	1,37	1,54	1,53	1,64	
10	5,0	0,98	10ª	1,41	1,65	1,45	1,54	1,38	1,55	1,55	1,63	
11	7,0	0,71										
12	9,0	0,50										
			regiões das chapas de alumínio									
			leitura	A		B		C		D		
14	13,0	0,31	1ª	1,33		1,34		1,33		1,33		
15	15,0	0,27	2ª	1,31		1,35		1,33		1,33		
16	17,0	0,25	3ª	1,32		1,34		1,32		1,33		
17	19,0	0,25	4ª	1,31		1,33		1,32		1,33		
18	21,0	0,24	5ª	1,33		1,34		1,33		1,34		

AVALIAÇÃO DA SETORIZAÇÃO DA CURVA CARACTERÍSTICA.

Na tabela LXVI, estão os valores de densidade óptica radiográfica que foram utilizados para avaliar a setorização da curva característica, obtida através da expressão matemática de PELÁ et al. (1990)⁵⁶.

Desta tabela, pode-se observar como os pontos calculados através da expressão matemática, onde houve a setorização do 5º ao 8º degrau (em destaque na tabela), muito aproximados àqueles lidos diretamente na imagem radiográfica dos respectivos degraus do penetrômetro. Este fato é comprovado através da comparação dos valores do erro quadrático médio de $4,063 \times 10^{-3}$ (sem setorização), para $4,634 \times 10^{-10}$ (com setorização). Os valores de fog, Dsat e Dmax, foram obtidos da radiografia em questão.

TABELA LXVI. Valores de densidade óptica (DOR), da imagem radiográfica do penetrômetro de alumínio e, os calculados com (*) e sem (**) setorização do 5º ao 8º degrau, através da expressão matemática de PELÁ et al. (1990)⁵⁸.

degrau	espessura (mm)	DO	DO* calculada	DO** calculada
01	0,5	1,49	1,489	1,492
02	1,0	1,36	1,361	1,376
03	1,5	1,24	1,234	1,256
04	2,0	1,13	1,115	1,139
05	2,5	1,03	1,007	1,030
06	3,0	0,93	0,911	0,930
07	3,5	0,84	0,827	0,840
08	4,0	0,76	0,754	0,760
09	4,5	0,69	0,691	0,689
10	5,0	0,63	0,637	0,627
11	7,0	0,45	0,483	0,450
12	9,0	0,37	0,395	0,351
13	11,0	0,32	0,343	0,297
14	13,0	0,30	0,312	0,268
15	15,0	0,29	0,293	0,253
16	17,0	0,29	0,281	0,245
17	19,0	0,28	0,273	0,242
18	21,0	0,28	0,268	0,240

Valores considerados: fog = 0,25; Dsat = 1,80 e, Dmax = 1,70.

Erro quadrático médio (sem setorização) = $4,063 \times 10^{-3}$ e, erro quadrático médio (com setorização) = $4,634 \times 10^{-10}$.

AVALIAÇÃO DA ESPESSURA RELATIVA.

Nas tabelas LXVII (para as peças de frangos), LXVIII (para as peças de boi) e, de LXIX a LXXIII (para as peças de cães), os valores de espessura, em mmAl, foram obtidos pela conversão dos valores de densidade óptica radiográfica através da expressão matemática de PELÁ et al. (1990)⁵⁸, e setorização das curvas características.

Peças ósseas de frangos.

TABELA LXVII. Valores de espessura (em milímetros de alumínio), das peças ósseas de frangos em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

peça	tempo (dias)				
	zero	2	4	7	9
1	1,96				
2	2,20				
3	2,48				
4	2,36				
5	2,36	1,48			
6	2,56	1,56			
7	3,05	2,12			
8	2,05	0,88			
9	2,48	1,08	1,32		
10	2,20	1,08	1,40		
11	2,56	1,56	0,20		
12	2,84	1,60	1,28		
13	2,11	1,28	0,88	0,64	
14	2,11	1,48	1,16	1,08	
15	2,11	1,16	0,80	0,80	
16	2,48	1,36	1,28	1,08	
17	2,05	1,08	0,60	0,64	1,40
18	2,20	1,04	0,88	1,20	1,40
19	2,05	1,56	1,40	1,20	1,40
20	2,56	1,36	0,76	0,92	1,16
média	2,34	1,36	0,99	0,95	1,34
DP	0,28	0,30	0,36	0,22	0,10
CV(%)	11,97	22,06	36,36	23,16	7,46

Conforme está demonstrado no gráfico VII, os valores médios, em mmAl, das peças ósseas de frangos de 13 a 16, que permaneceram 7 dias em solução descalcificadora, há uma diminuição progressiva destes valores. Quanto ao gráfico VIII, das peças de 17 a 20, que permaneceram 9 dias em solução, observa-se uma diminuição dos valores médios de espessura até o quarto dia invertendo-se a seguir.

GRÁFICO VII. Valores médios, em mmAl, das peças ósseas de frangos (de 13 a 16), em função do tempo (em dias).

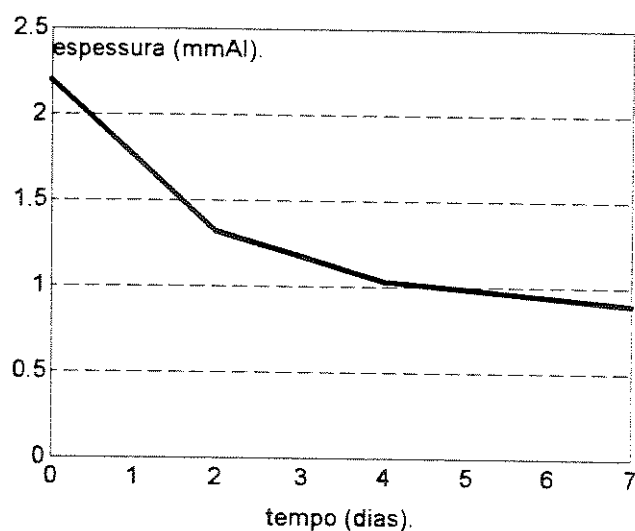
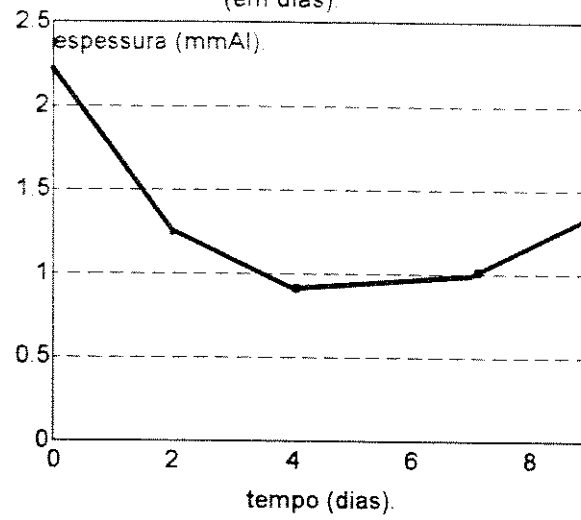


GRÁFICO VIII. Valores médios, em mmAl, das peças ósseas de frangos (de 17 a 20), em função do tempo (em dias).



Peças ósseas de boi.

Nestas peças também se observa uma diminuição de seus valores de espessura, em milímetros de alumínio (gráficos IX e X), porém sem uma inversão de valores como ocorreu com as peças dos frangos.

TABELA LXVIII. Valores de espessura (em milímetros de alumínio), das peças ósseas do boi em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

peça	tempo (dias)				
	zero	7	14	21	28
1	7,07				
2	8,50				
3	8,66				
4	8,18				
5	7,37	6,68			
6	8,75	6,77			
7	7,26	5,95			
8	8,74	7,37			
9	7,98	6,49	5,98		
10	7,63	6,27	5,85		
11	8,66	7,80	6,18		
12	7,44	6,36	5,17		
13	6,77	5,68	4,39	4,29	
14	7,52	6,72	5,98	4,99	
15	8,02	7,18	6,46	5,75	
16	8,62	7,75	6,68	5,96	
17	7,82	6,18	5,85	5,13	4,53
18	5,98	4,26	3,71	3,71	3,20
19	8,66	7,61	6,68	6,58	5,74
20	8,41	7,18	6,76	6,23	5,36
média	7,90	6,64	5,81	5,33	4,71
DP	0,75	0,87	0,91	0,92	0,97
CV(%)	9,49	13,10	15,66	17,26	20,59

GRÁFICO IX. Valores médios, em mmAl, das peças ósseas de boi (de 13 a 16), em função do tempo (em dias).

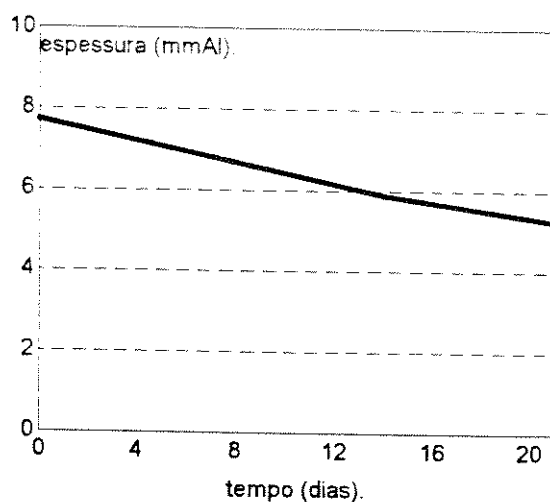
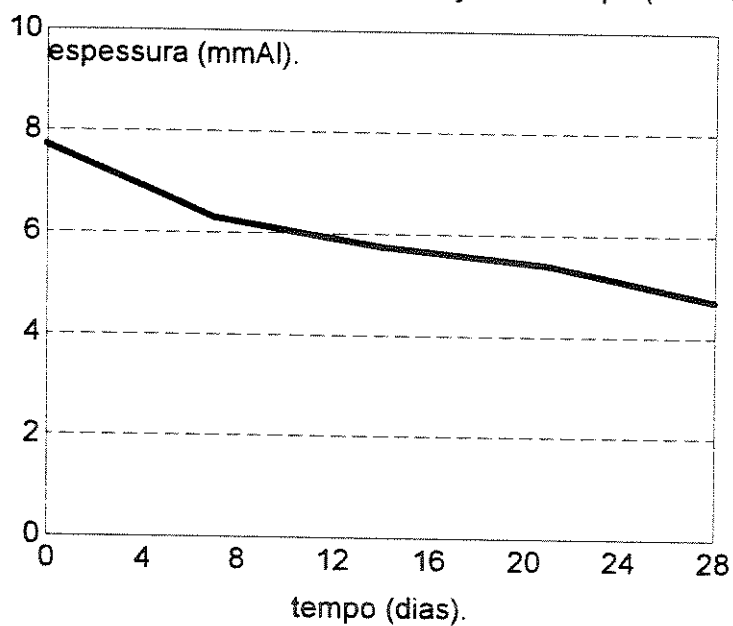


GRÁFICO X. Valores médios, em mmAl, das peças ósseas de boi (de 17 a 20), em função do tempo (em dias).



Peças ósseas de cães.

Nas tabelas a seguir estão representados os valores de espessura, em milímetros de alumínio, para todos os cinco grupos de peças ósseas de cães.

TABELA LXIX. 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	24
1	2,657	2,249
2	1,508	0,813
3	2,507	1,698
4	2,021	1,470
5	2,759	1,793
6	1,995	1,320
7	1,999	1,362
8	1,622	1,042
média	2,134	1,468
DP	0,434	0,420

TABELA LXX. 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	24	48
1	1,868	1,301	0,858
2	2,143	1,511	0,989
3	2,567	1,865	1,566
4	2,754	2,332	1,929
5	1,997	1,482	1,162
6	1,549	1,131	0,650
7	1,780	0,923	0,165
8	1,795	1,207	0,404
média	2,057	1,469	0,965
DP	0,387	0,420	0,547

TABELA LXXI. Valores em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães do grupo III, em função do tempo de permanência em solução descalcificadora.

peça	tempo (horas)				
	zero	12	24	36	48
01	2,166	1,839	1,378	0,684	0,319
02	2,228	1,863	1,638	1,404	1,043
03	2,103	1,668	1,061	0,670	0,442
04	1,374	1,101	0,655	...	...
05	2,219	1,884	1,552	1,264	0,748
06	1,849	1,441	1,151	0,905	0,635
07	2,594	2,174	1,515	1,333	0,339
08	2,205	1,783	1,395	1,094	0,228
09	1,973	1,588	1,141	0,499	...
10	2,300	2,085	1,830	1,701	...
11	1,693	1,225	0,693	0,535	...
12	1,445	1,166	0,626	...	...
13	2,842	2,021	1,843	1,607	...
14	1,889	1,397	1,201	0,933	...
15	2,298	2,089	2,074	1,508	...
16	2,664	2,310	2,085	1,707	...
média	2,115	1,727	1,365	1,132	0,536
DP	0,394	0,364	0,455	0,416	0,268

TABELA LXXII. Valores em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães do grupo IV, 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 LXXIII. Valores em milímetros de alumínio, das peças ósseas de cães do grupo V, 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.

AVALIAÇÃO DAS CORRELAÇÕES LINEARES.

Peças ósseas de frangos.

Como está demonstrado no gráfico XI, a correlação existente entre a média dos valores em espessura, em mmAl, e a dos percentuais de cálcio para as peças ósseas de 13 a 16, de frangos, foi de 0,999 ($p = 0,001$). Já, com os valores das peças de 17 a 20 (gráfico XII), este valor de correlação caiu para 0,922 ($p = 0,026$). Porém, no gráfico XIII onde foram retirados os valores relativos ao nono dia (valores que apresentavam uma inversão de sentido da migração do íon Ca), a correlação foi de 0,979 ($p = 0,021$).

GRÁFICO XI. Correlação entre a média dos valores em espessura de alumínio e a dos percentuais de cálcio, para as peças ósseas de 13 a 16, de frangos ($r=0,999$, $p=0,001$).

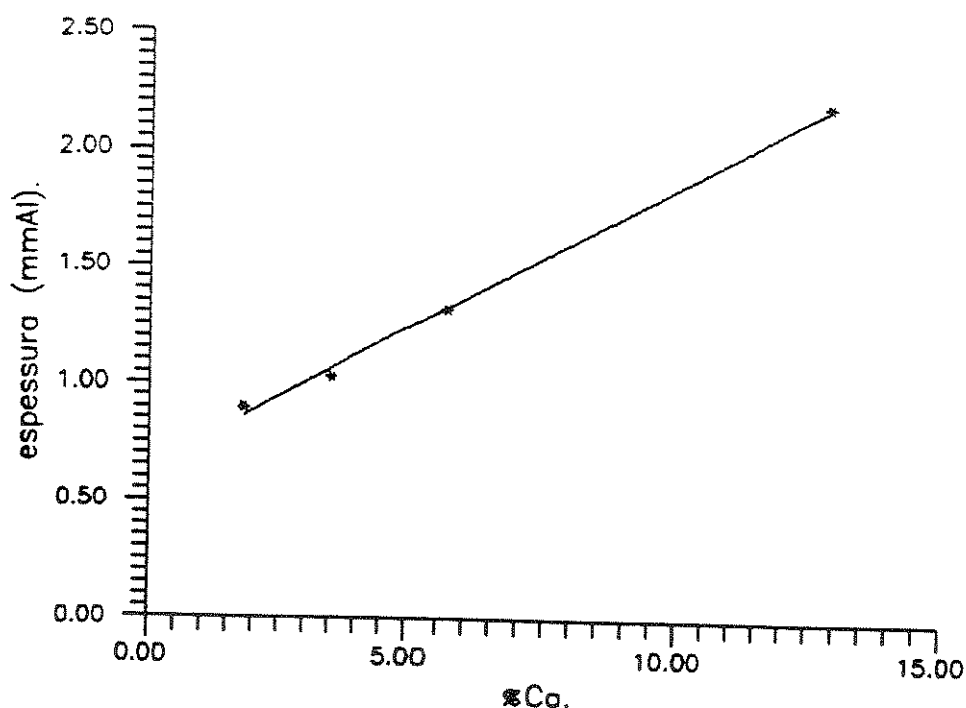


GRÁFICO XII. Correlação entre a média dos valores em espessura de alumínio e a dos percentuais de cálcio, para as peças ósseas de 17 a 20, de frangos ($r=0,922$, $p=0,026$).

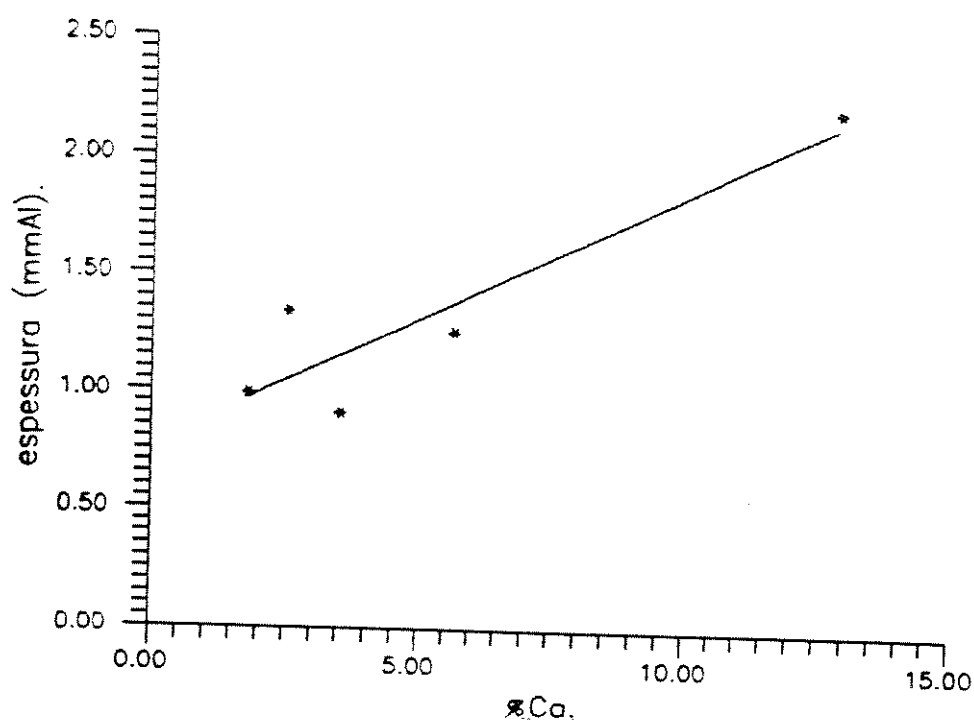
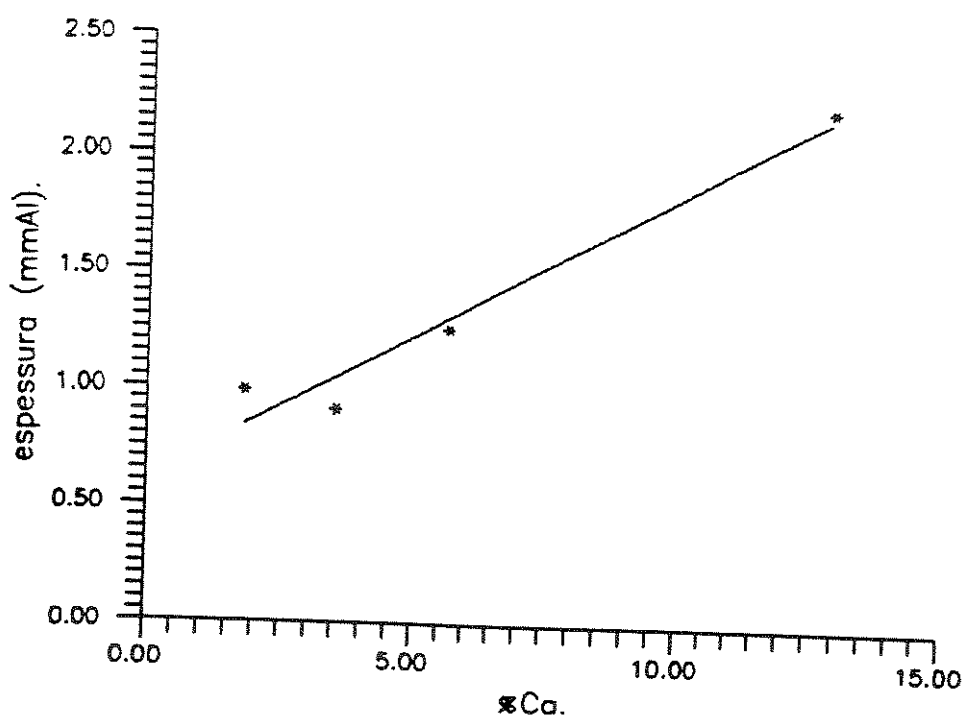


GRÁFICO XIII. Correlação entre a média dos valores em espessura de alumínio e a dos percentuais de cálcio, para as peças ósseas de 17 a 20, de frangos, excluindo os valores do nono dia ($r=0,979$, $p=0,021$).



Peças ósseas de boi.

Para as peças ósseas de boi, as correlações lineares entre os valores médios de espessura relativa e percentuais de cálcio, nos gráficos XIV e XV, apresentam, respectivamente, um $r = 1,000$ (peças de 13 a 16), e $r = 0,978$, $p = 0,004$ (para as peças de 17 a 20).

GRÁFICO XIV. Correlação entre a média dos valores em espessura de alumínio e a dos percentuais de cálcio, para as peças ósseas de 13 a 16, de boi ($r=1,000$).

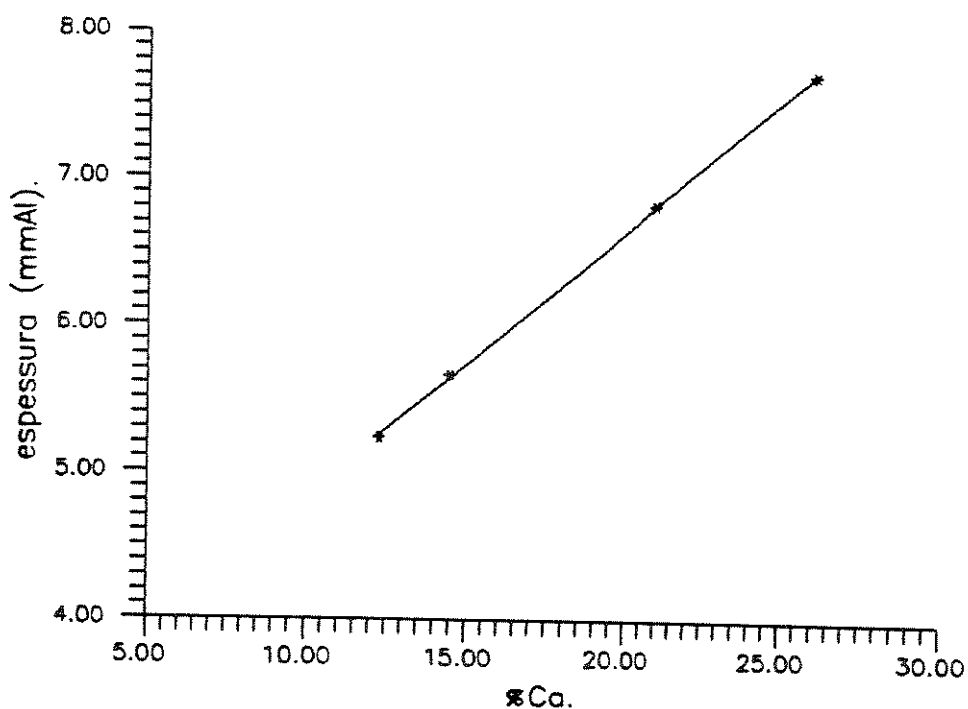
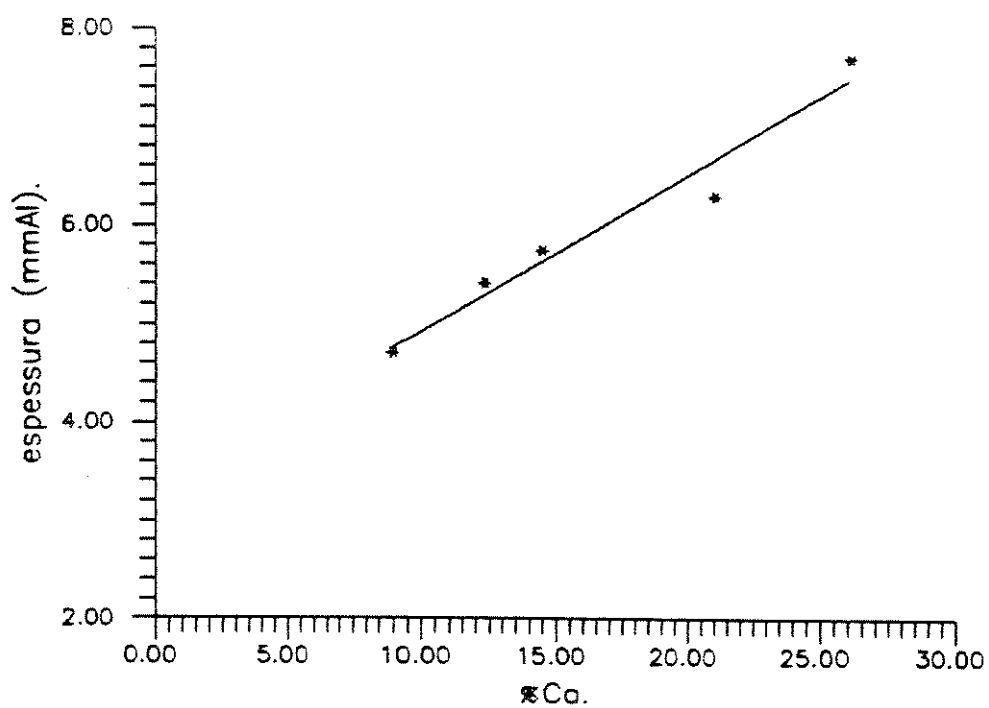
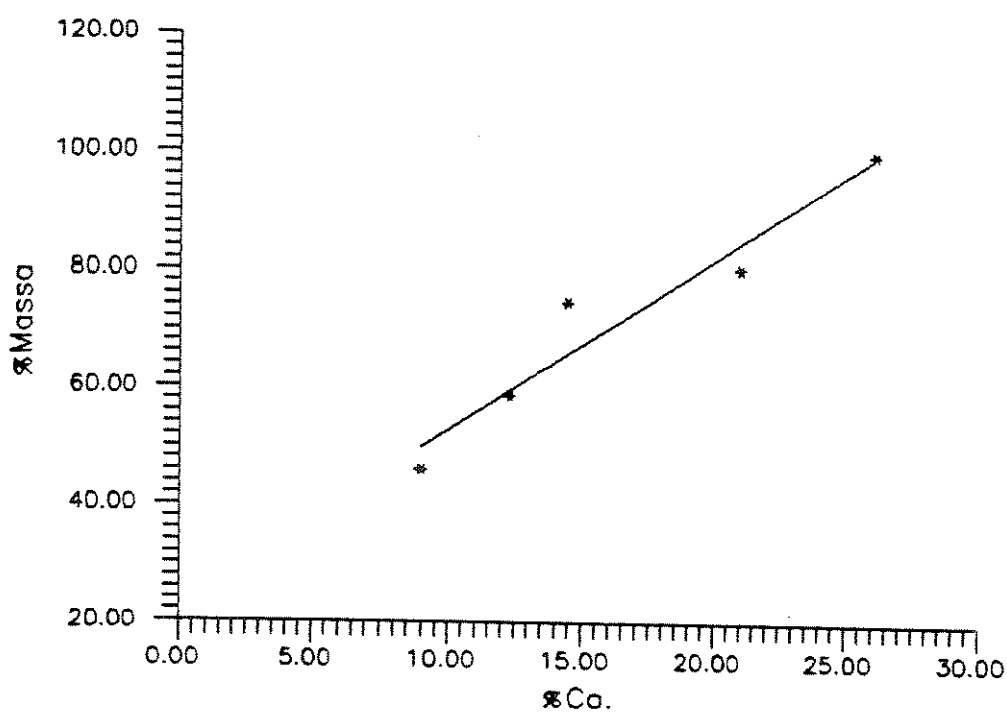


GRÁFICO XV. Correlação entre a média dos valores em espessura de alumínio e a dos percentuais de cálcio, para as peças ósseas de 17 a 20, de boi ($r=0,978$, $p=0,004$).



No gráfico XVI, observa-se uma correlação de 0,966 ($p = 0,007$), entre os valores percentuais médios de massa e quantidade de cálcio existentes nas peças ósseas de boi.

GRÁFICO XVI. Correlação entre os valores percentuais médios de massa e de cálcio, para as peças ósseas de boi ($r=0,966$, $p=0,007$).



Peças ósseas de cães.

As correlações lineares existentes entre os valores de espessura, em milímetros de alumínio, e de massa seca, para as peças ósseas de cães dos grupos III, IV e V, são apresentadas nos gráficos de XVII a LXIV. Na tabela LXXIV, são apresentados os valores do coeficiente de correlação linear, r , em nível de significância 5%.

GRÁFICO XVII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 1, grupo III, de cães.

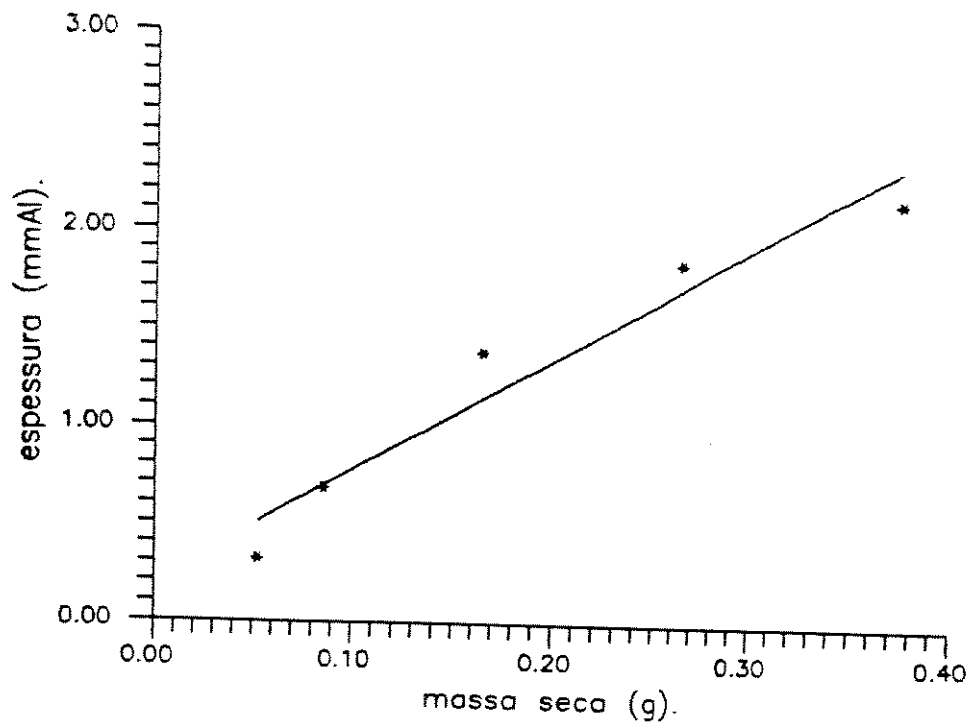


GRÁFICO XVIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 2, grupo III, de cães.

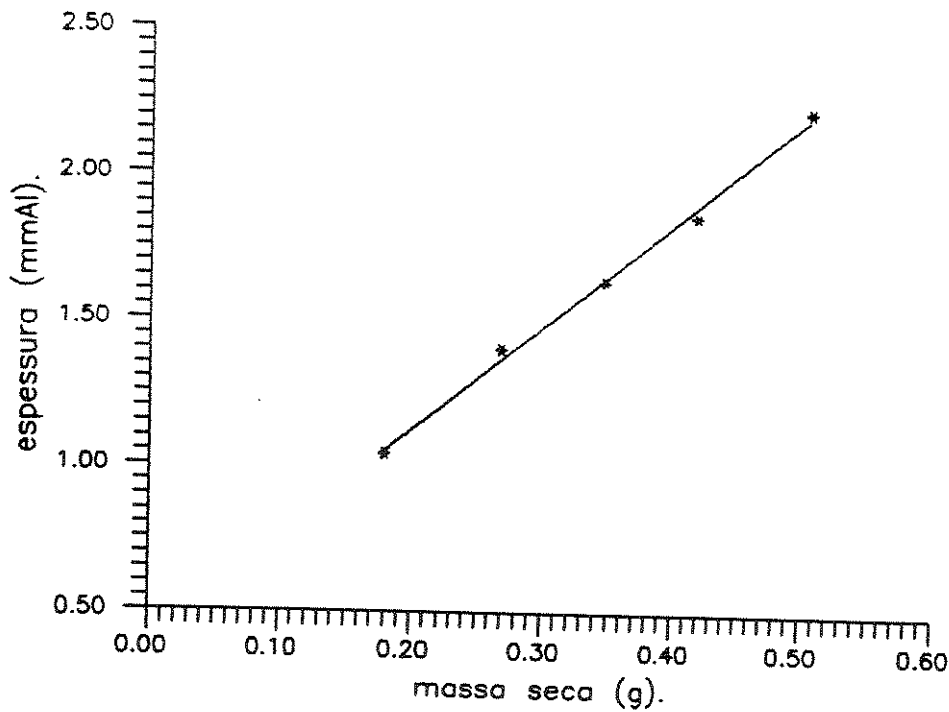


GRÁFICO XIX Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 3, grupo III, de cães.

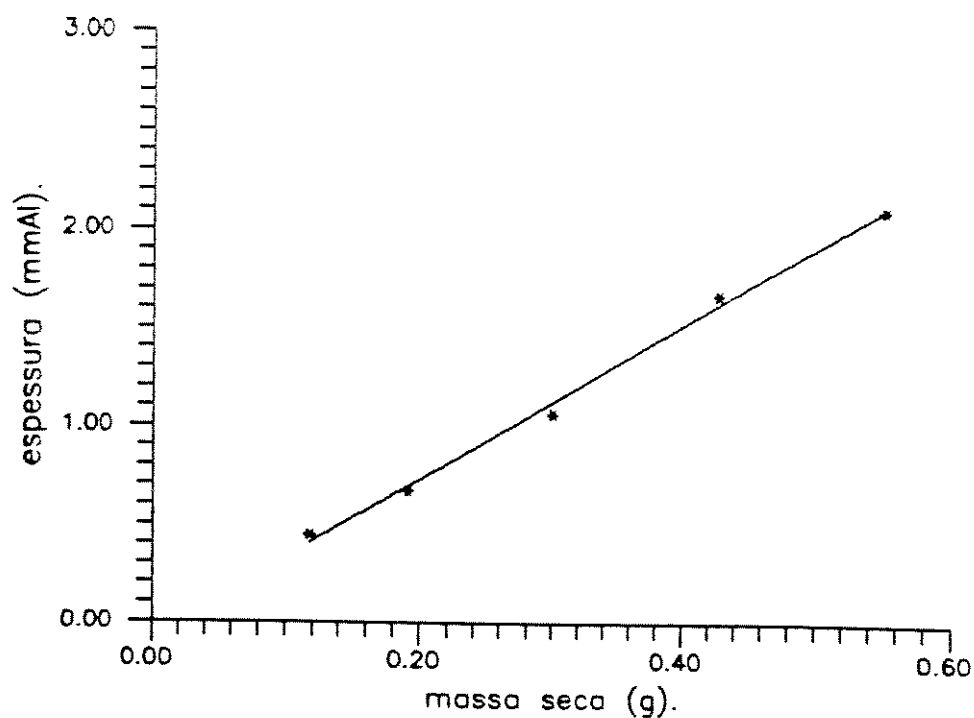


GRÁFICO XX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 4, grupo III, de cães.

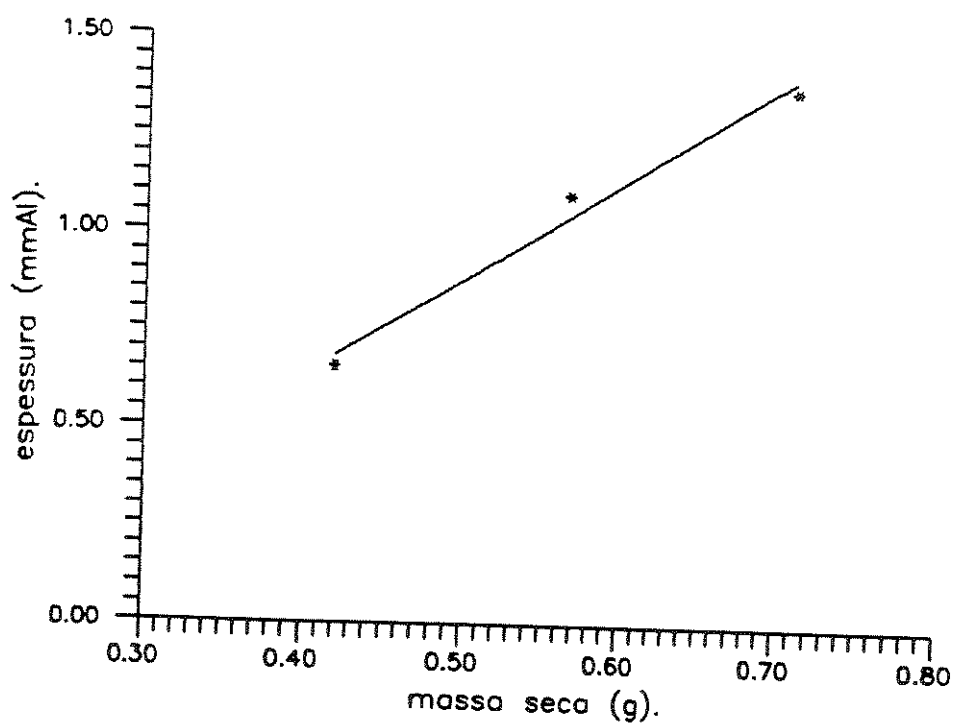


GRÁFICO XXI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 5, grupo III, de cães.

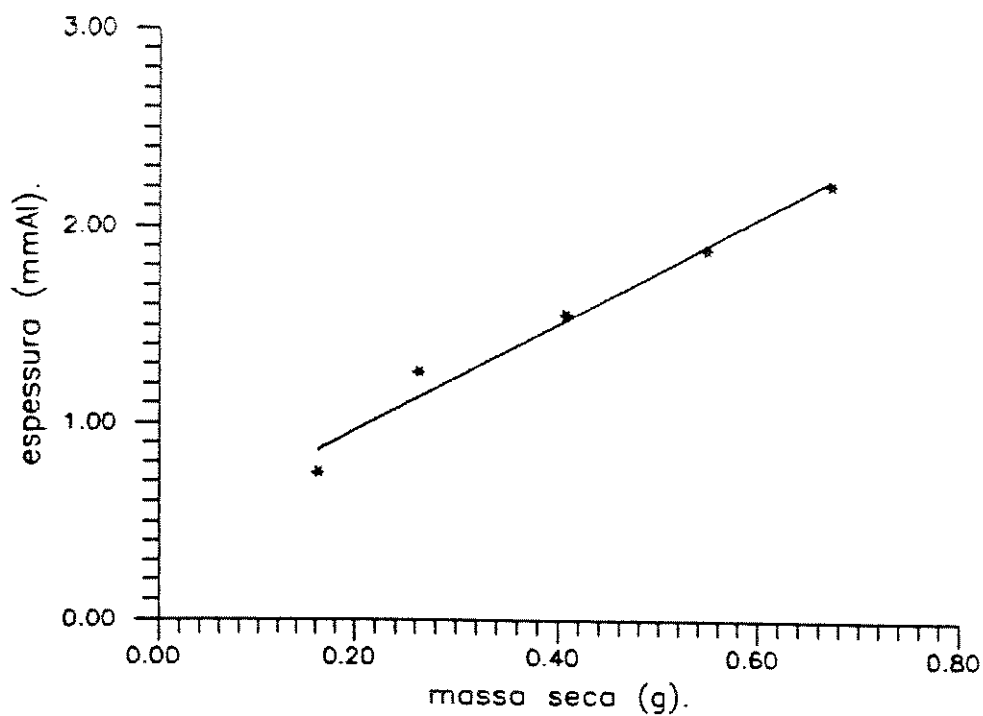


GRÁFICO XXII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 6, grupo III, de cães.

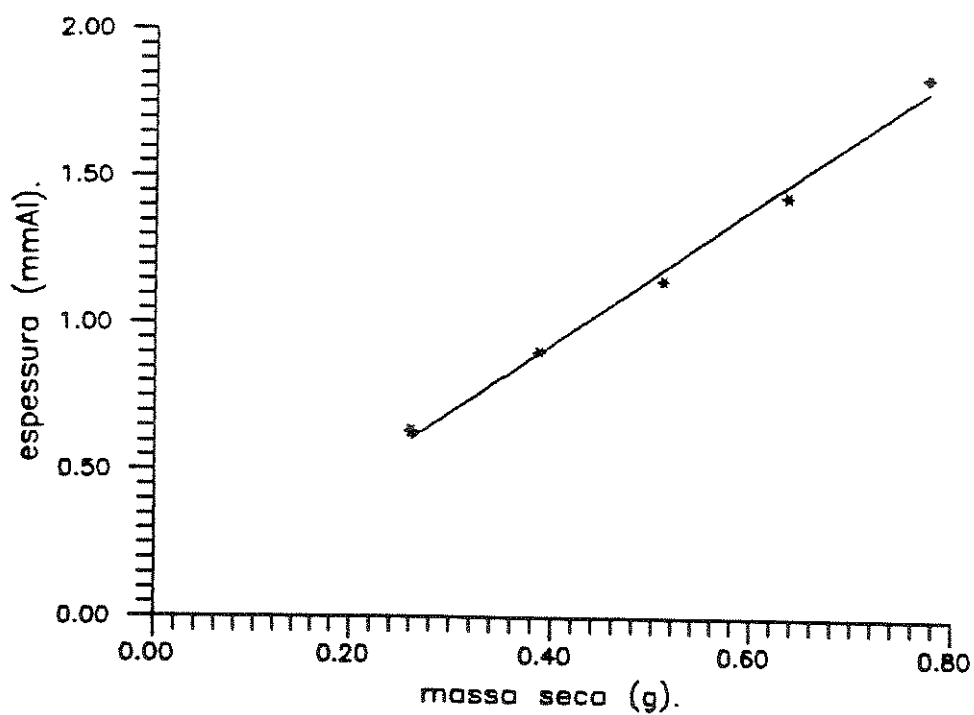


GRÁFICO XXIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 7, grupo III, de cães.

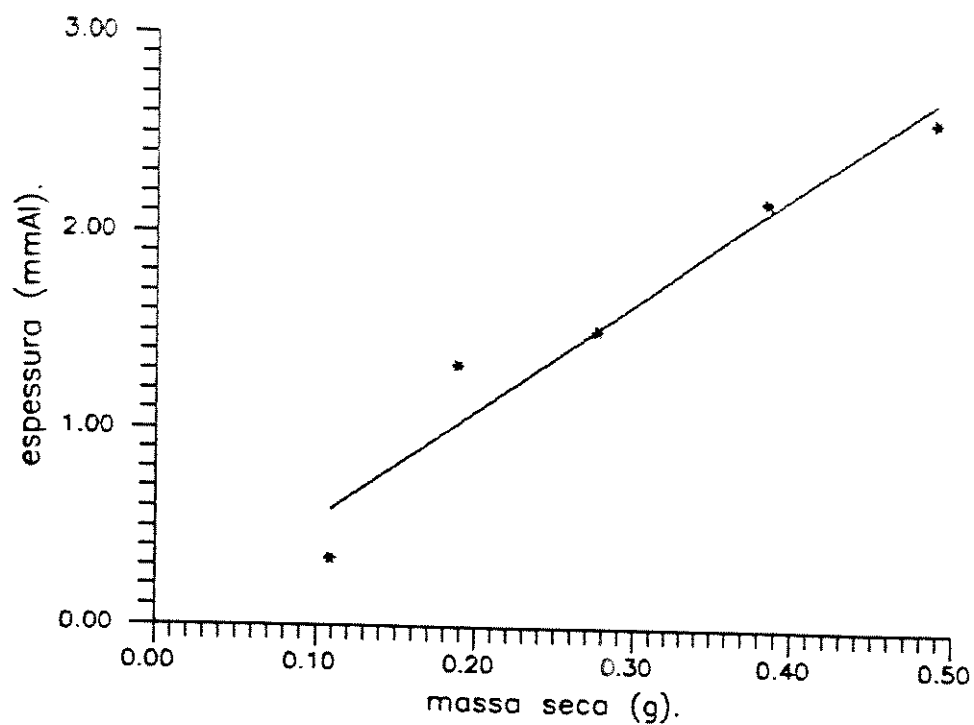


GRÁFICO XXIV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 8, grupo III, de cães.

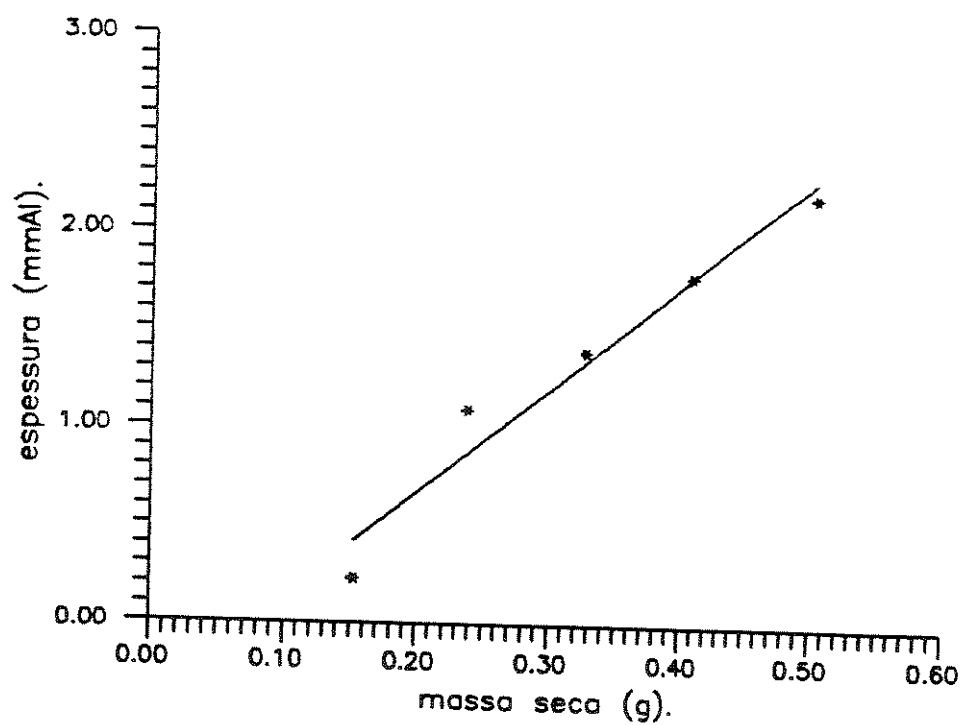


GRÁFICO XXV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 9, grupo III, de cães.

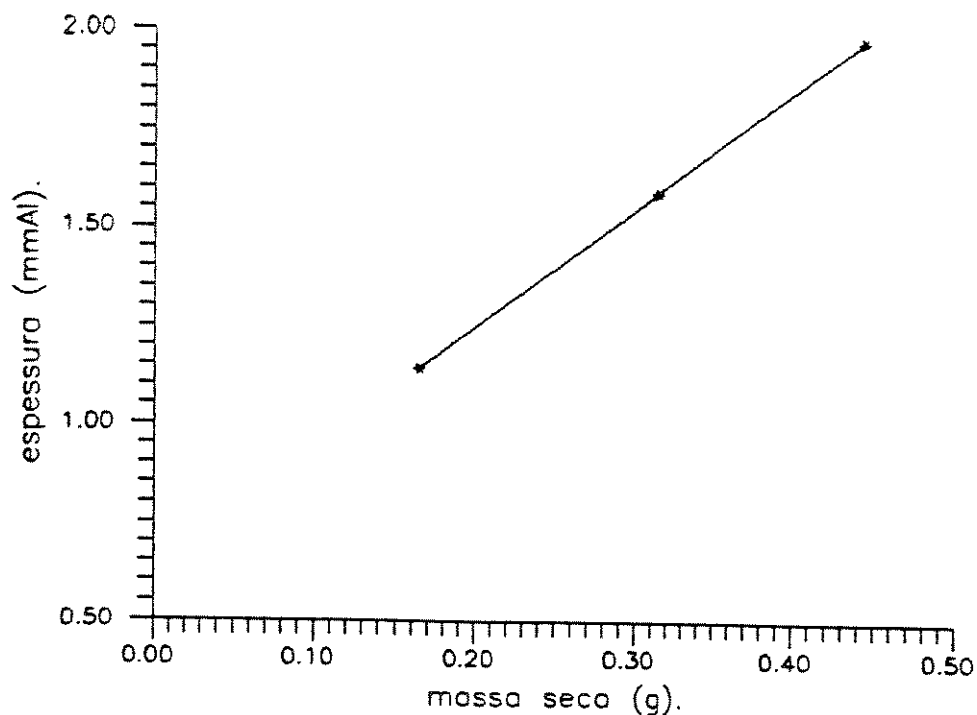


GRÁFICO XXVI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 10, grupo III, de cães.

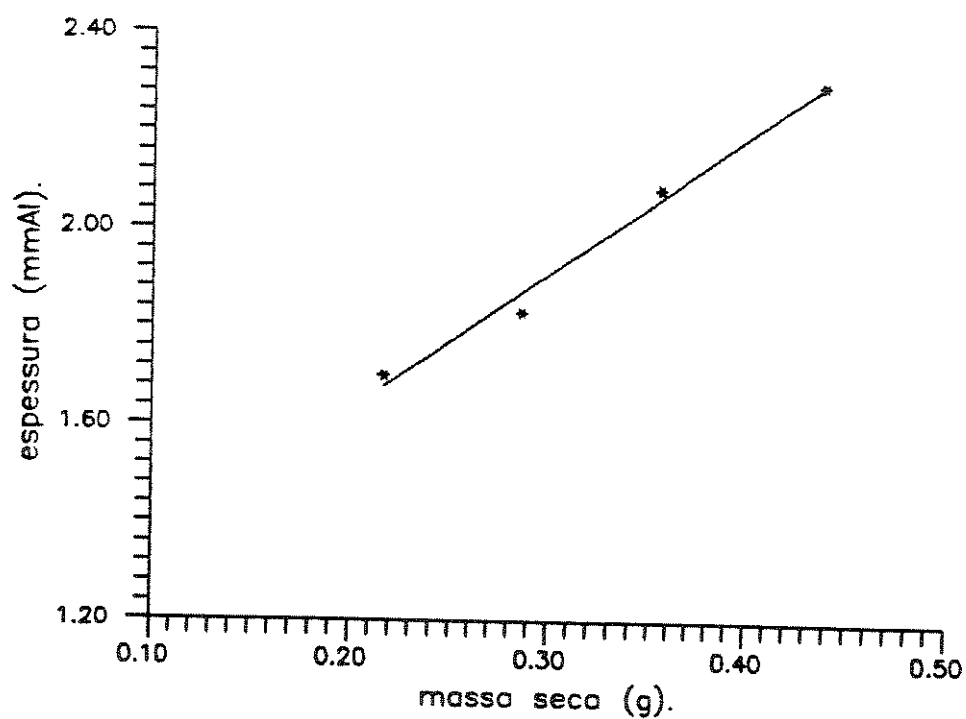


GRÁFICO XXVII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 11, grupo III, de cães.

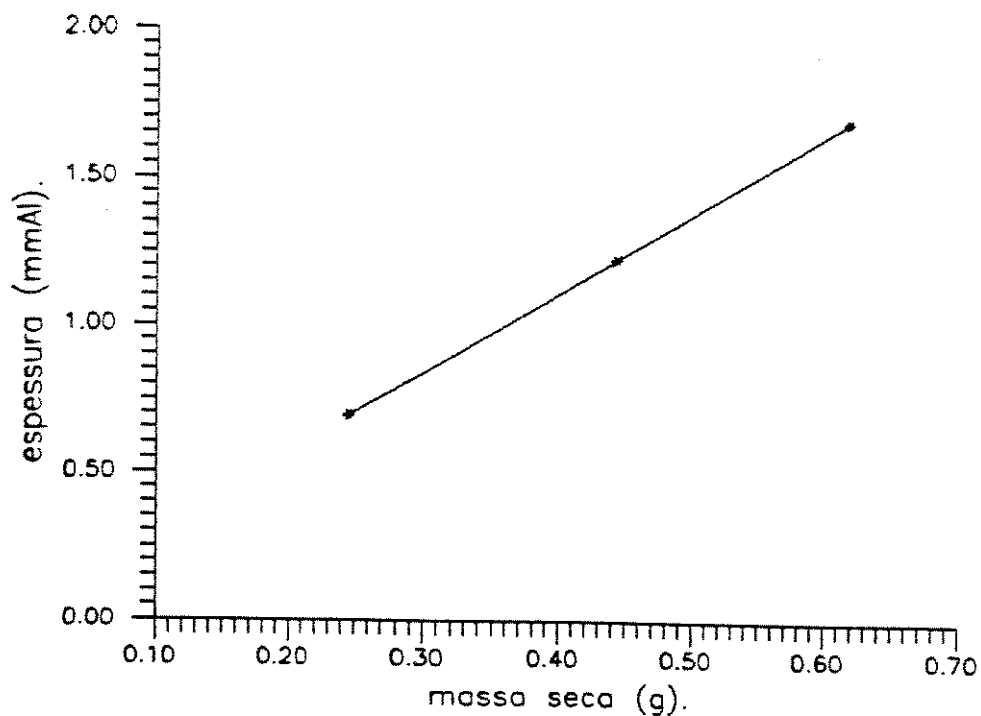


GRÁFICO XXVIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 12, grupo III, de cães.

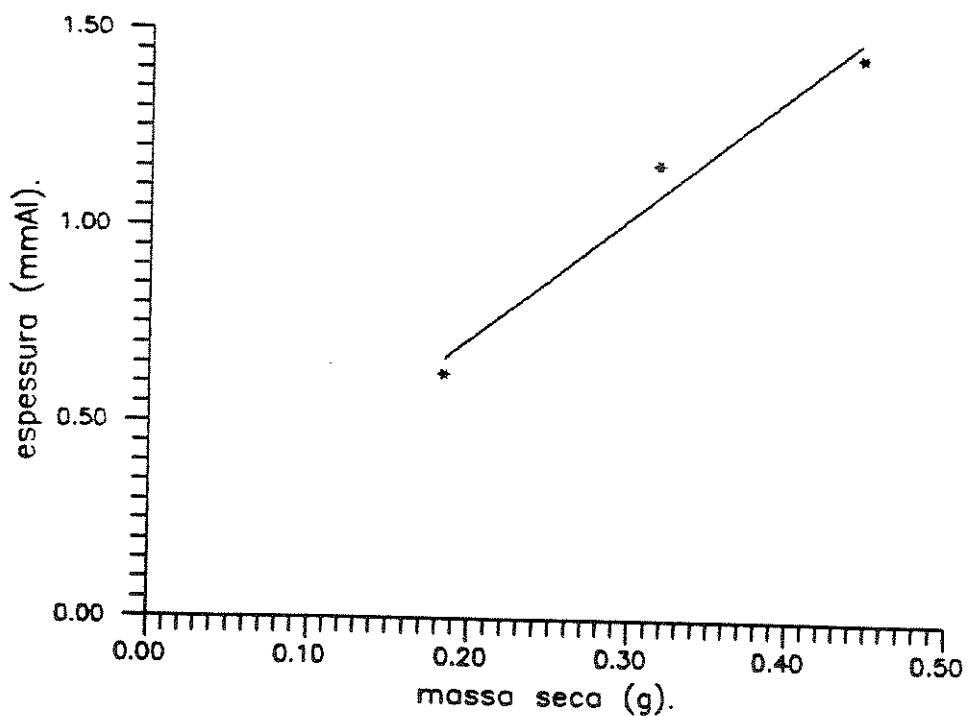


GRÁFICO XXIX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 13, grupo III, de cães.

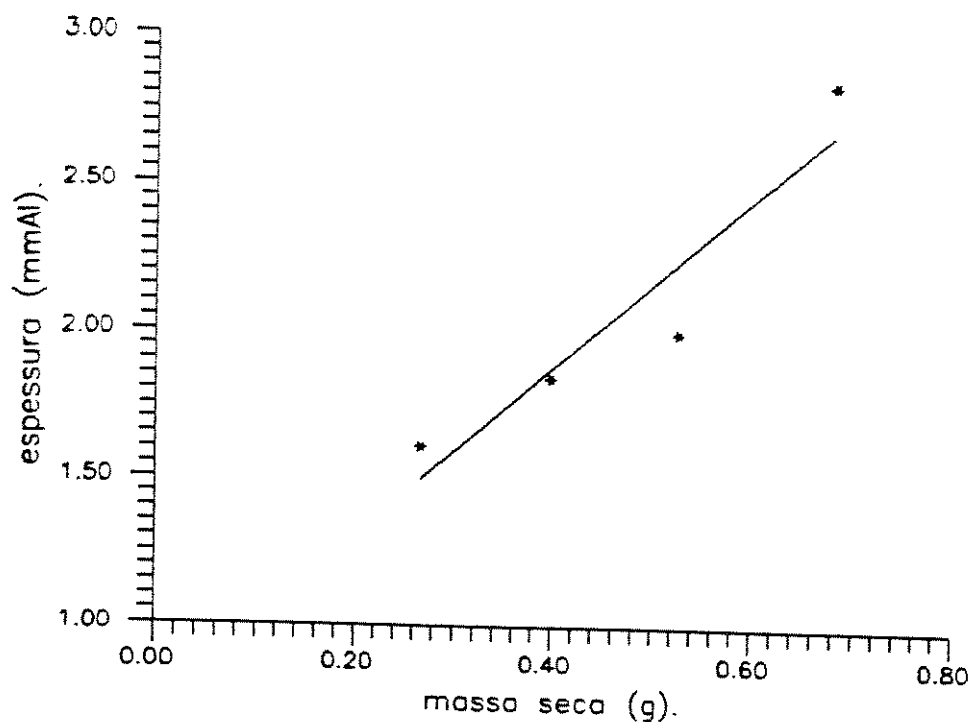


GRÁFICO XXX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 14, grupo III, de cães.

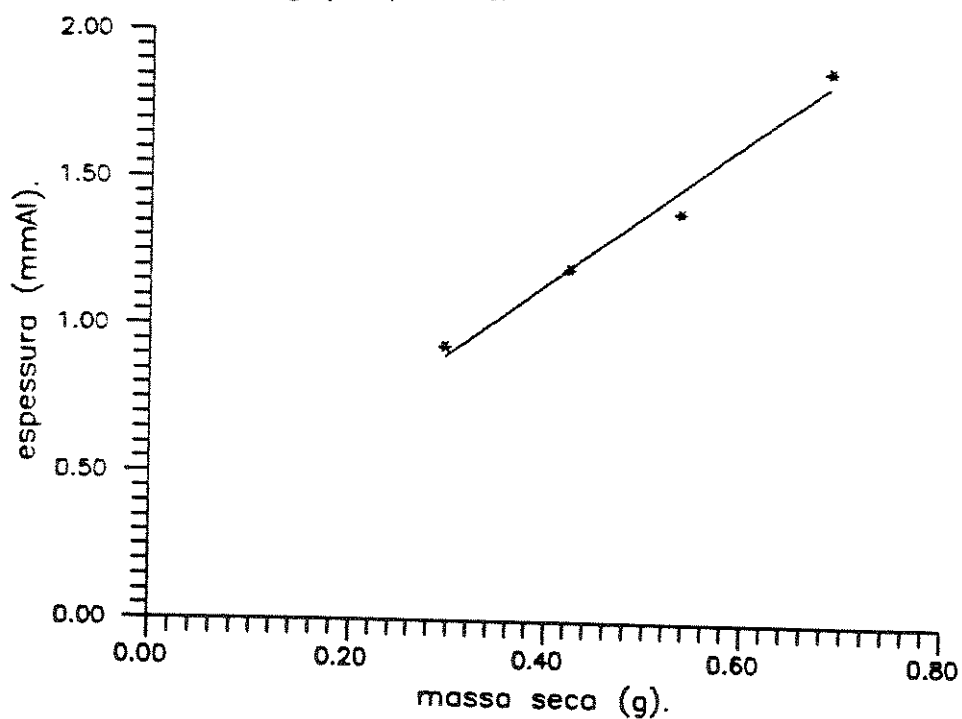


GRÁFICO XXXI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 15, grupo III, de cães.

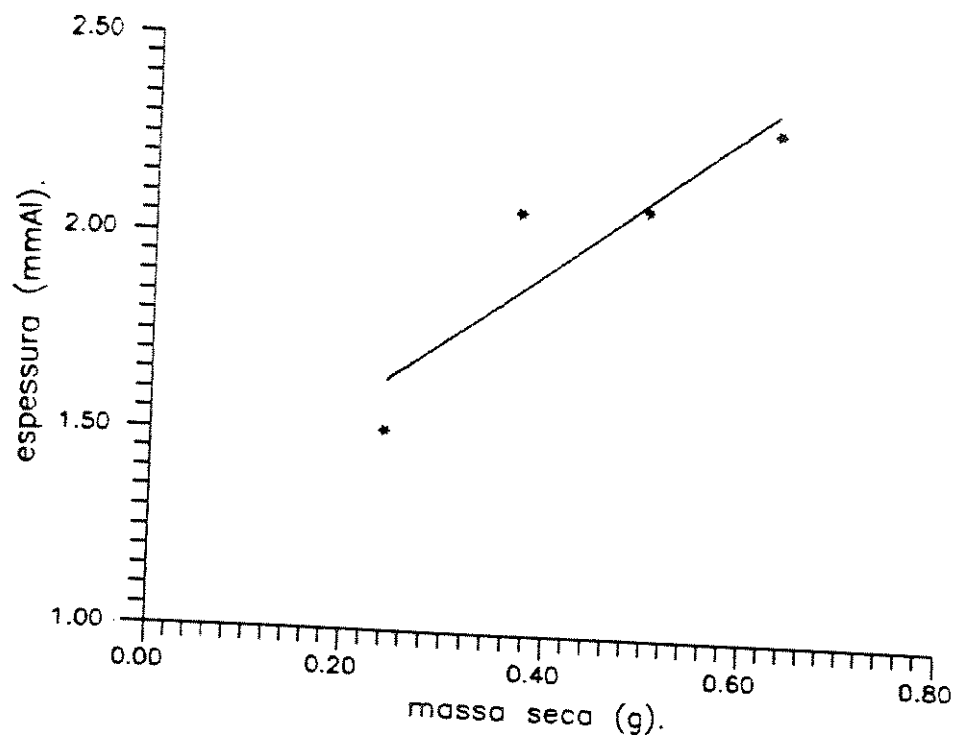


GRÁFICO XXXII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 16, grupo III, de cães.

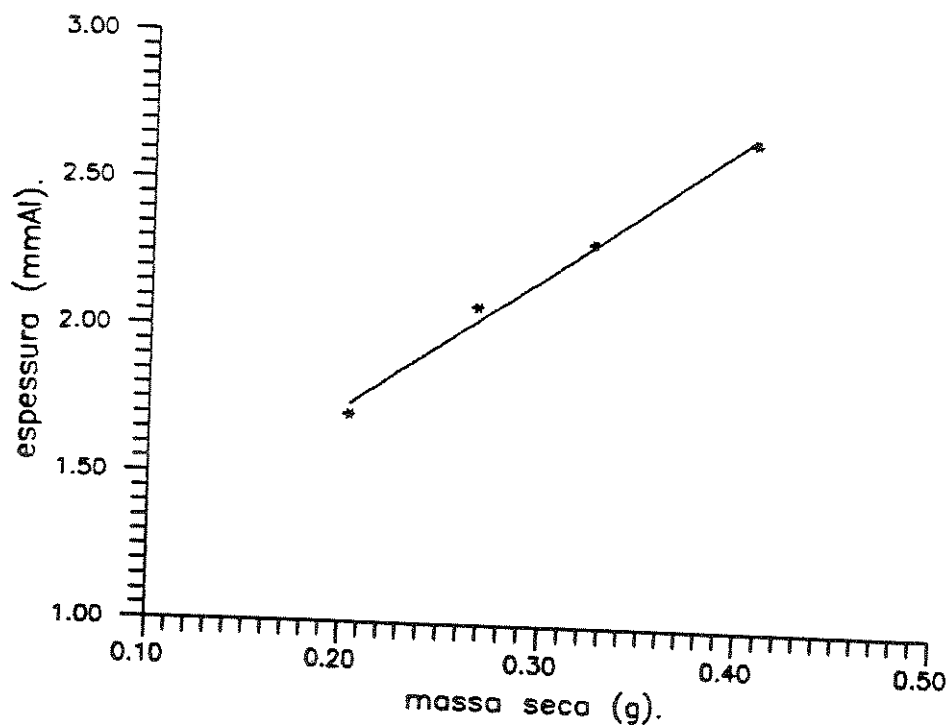


GRÁFICO XXXIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 1, grupo IV, de cães.

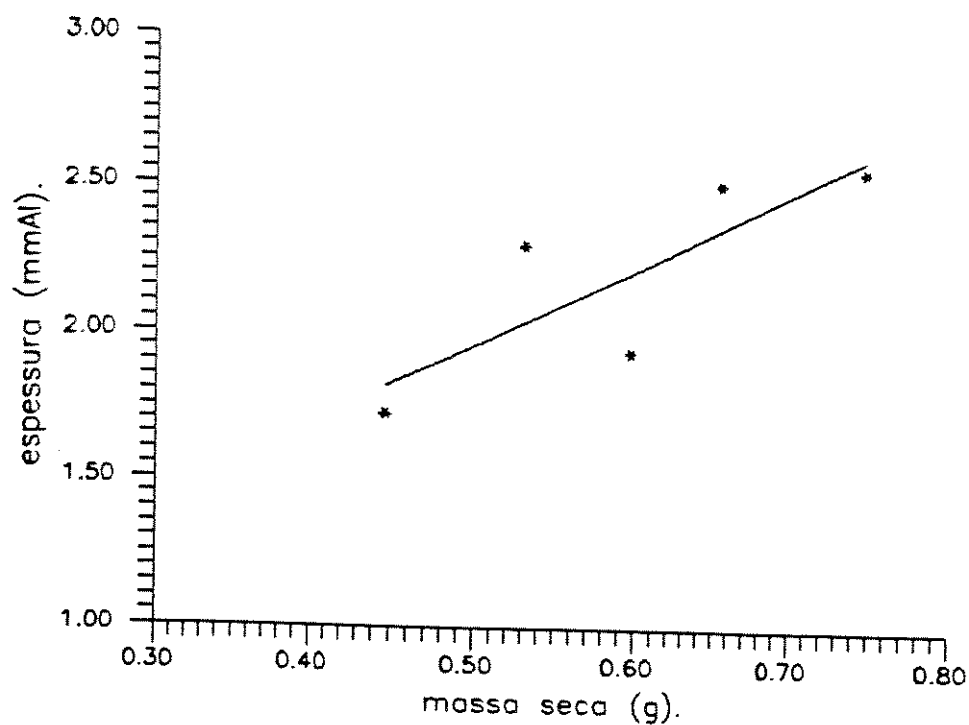


GRÁFICO XXXIV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 2, grupo IV, de cães.

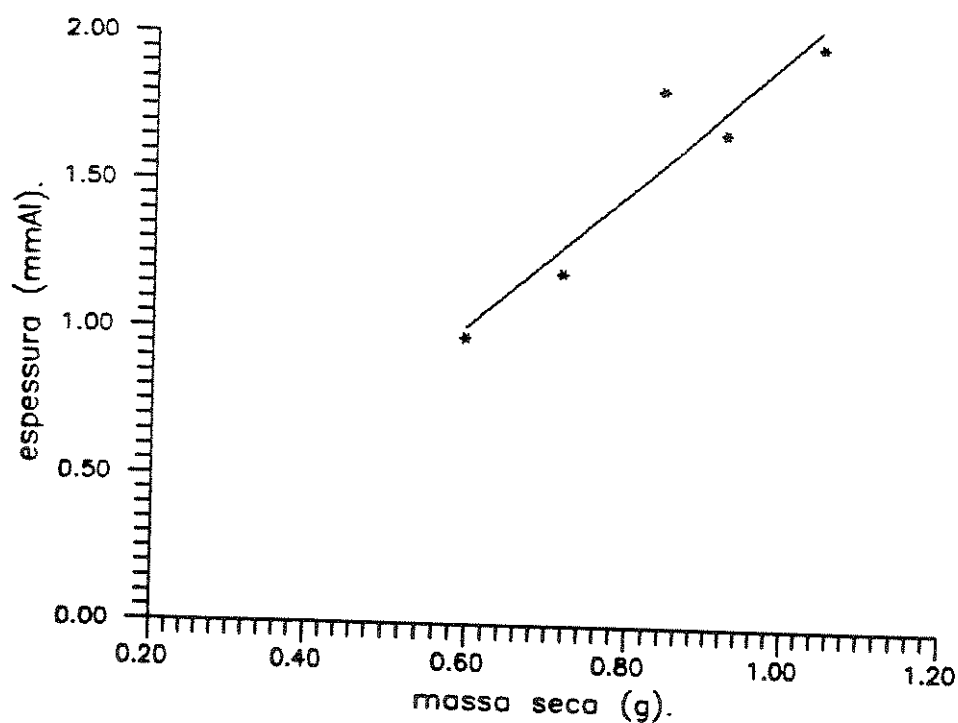


GRÁFICO XXXV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 3, grupo IV, de cães.

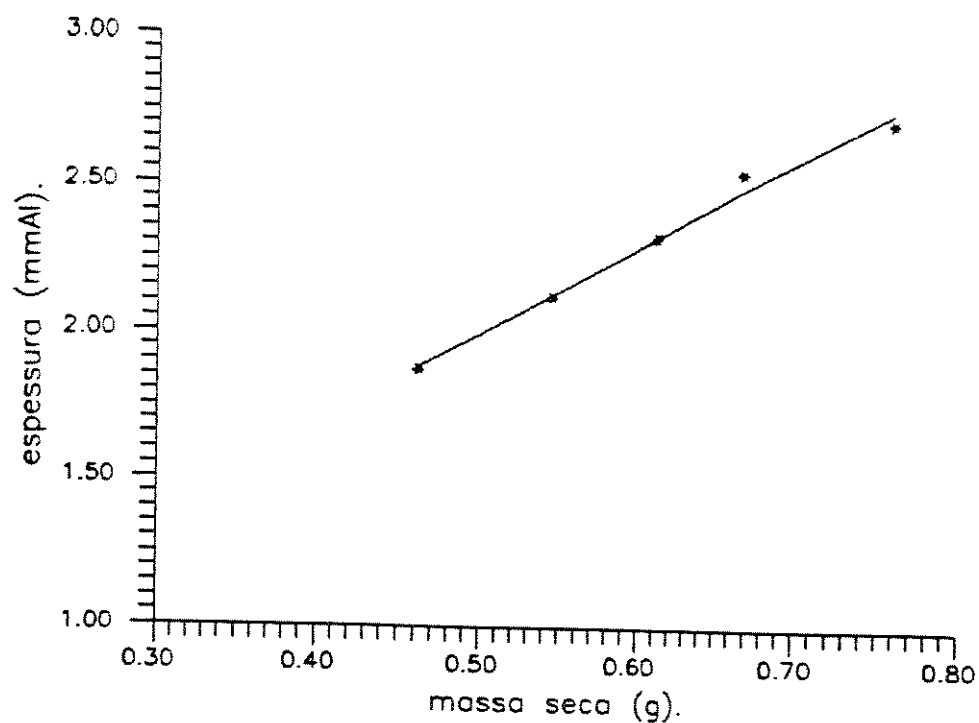


GRÁFICO XXXVI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 4, grupo IV, de cães.

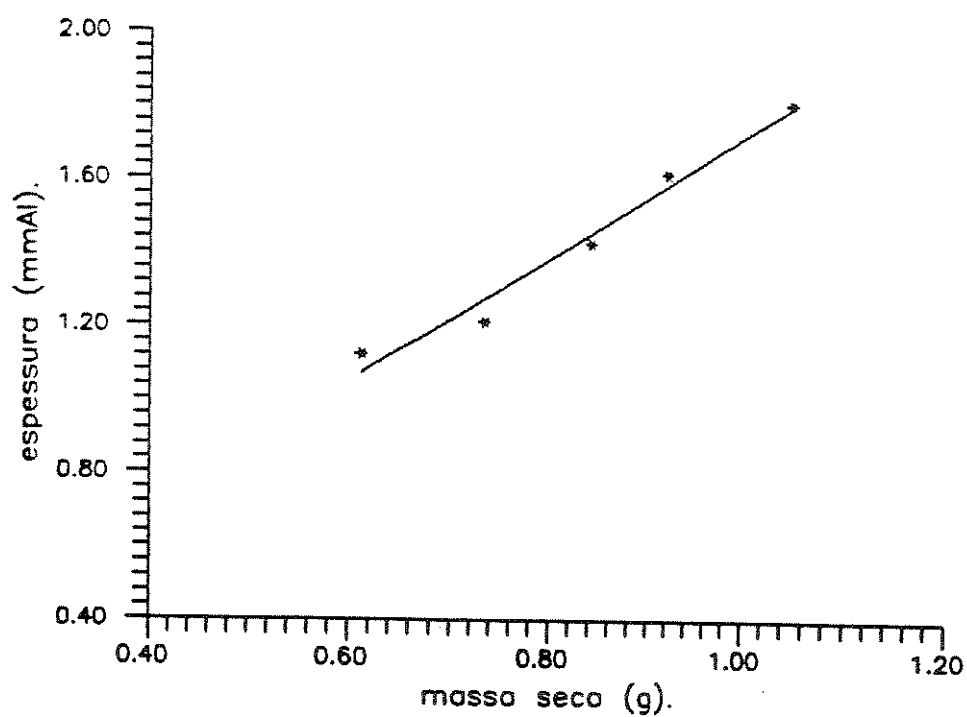


GRÁFICO XXXVII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 5, grupo IV, de cães.

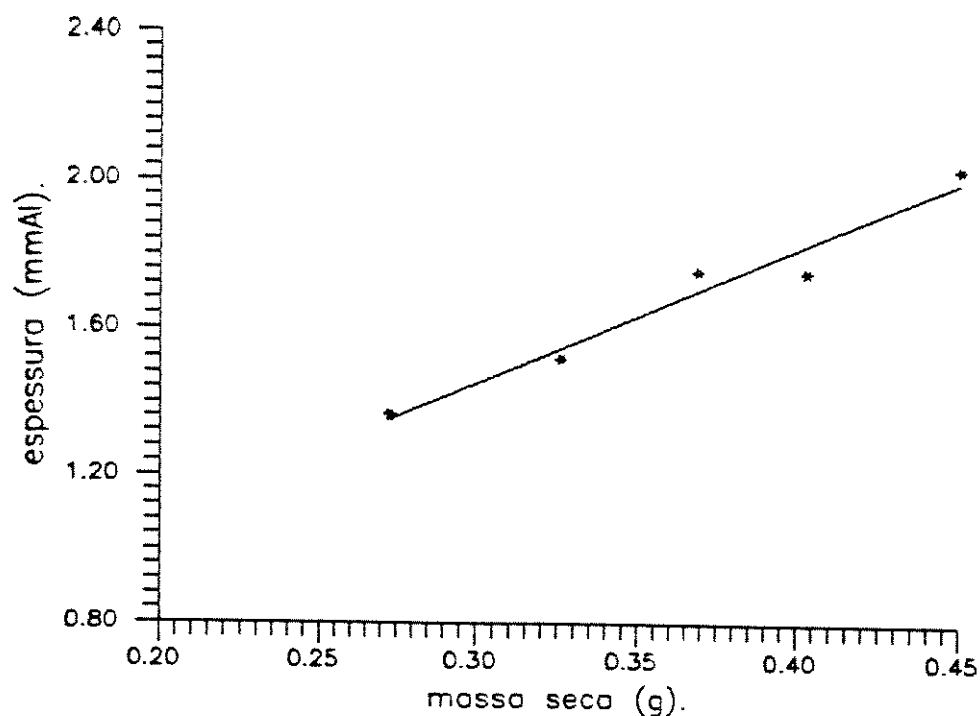


GRÁFICO XXXVIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 6, grupo IV, de cães.

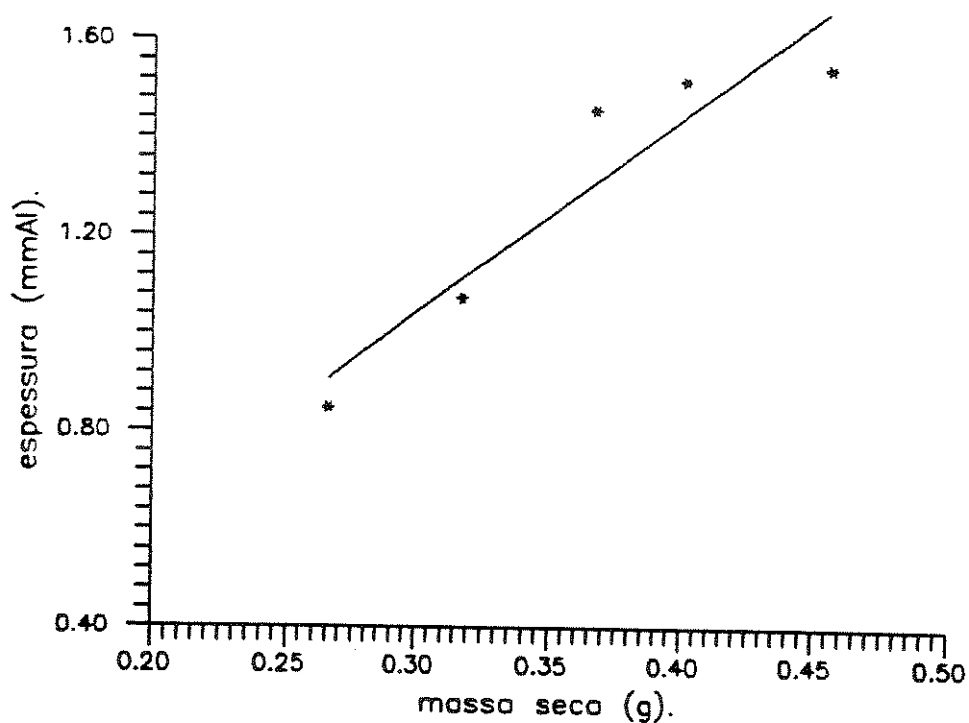


GRÁFICO XXXIX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 7, grupo IV, de cães.

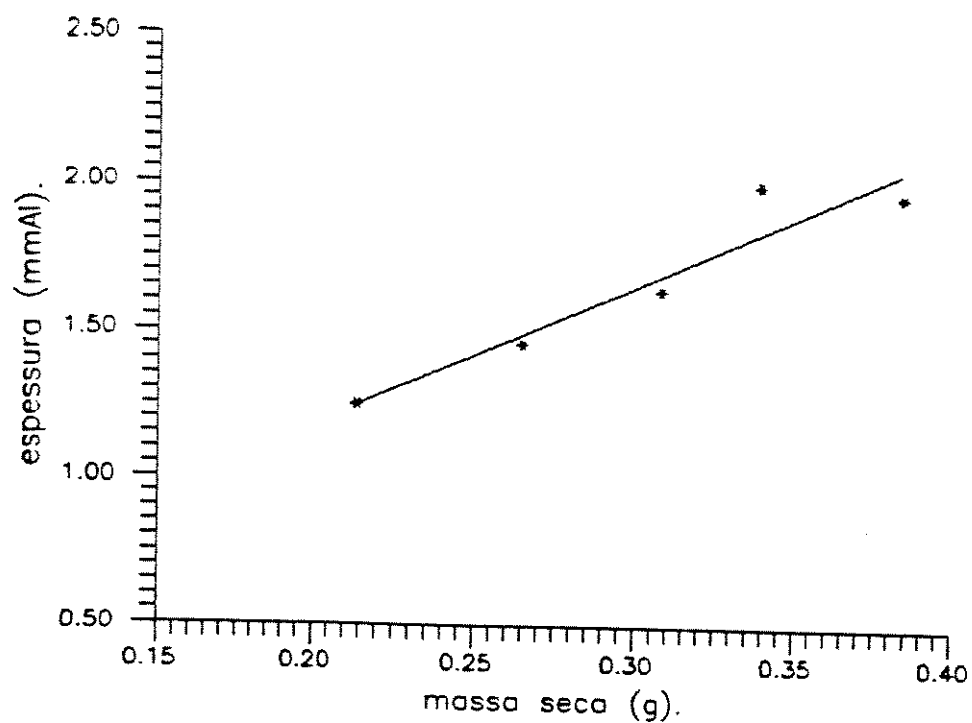


GRÁFICO XL. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 8, grupo IV, de cães.

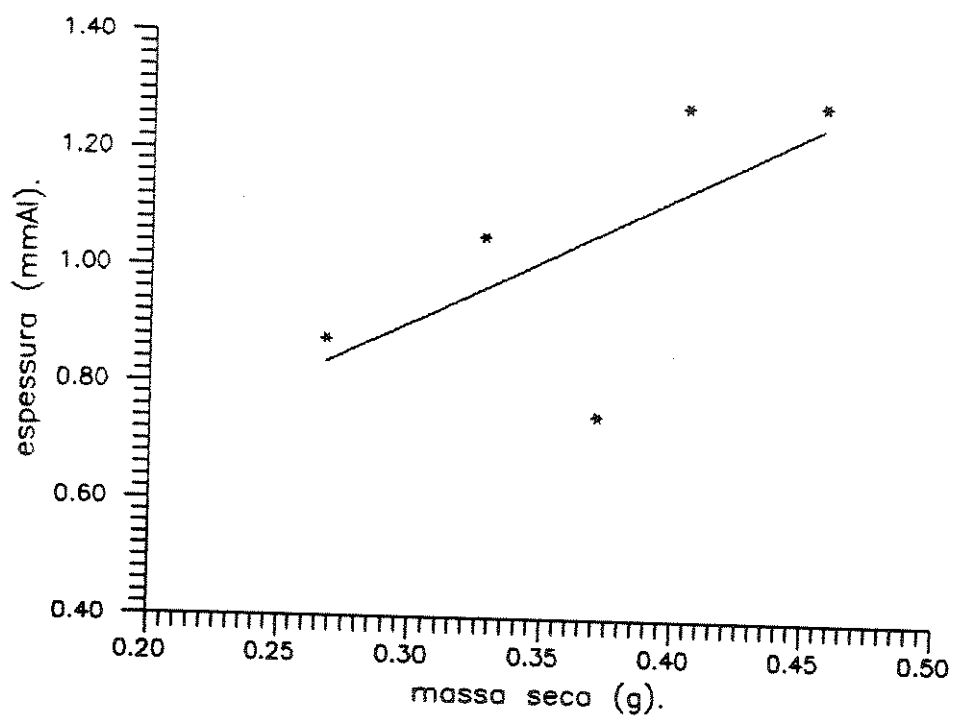


GRÁFICO XLI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 9, grupo IV, de cães.

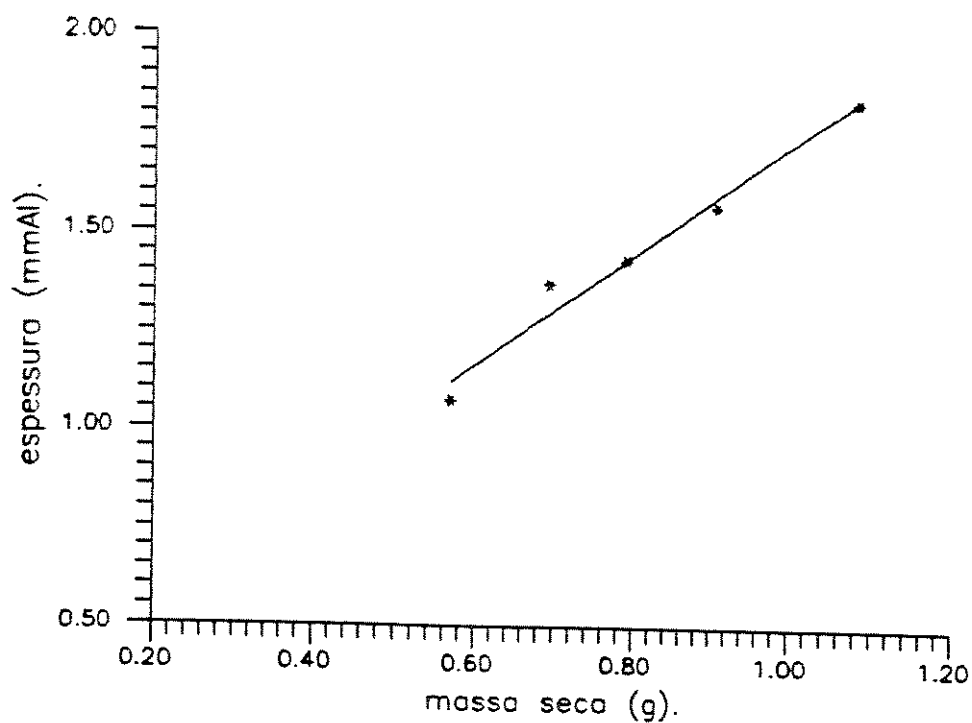


GRÁFICO XLII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 10, grupo IV, de cães.

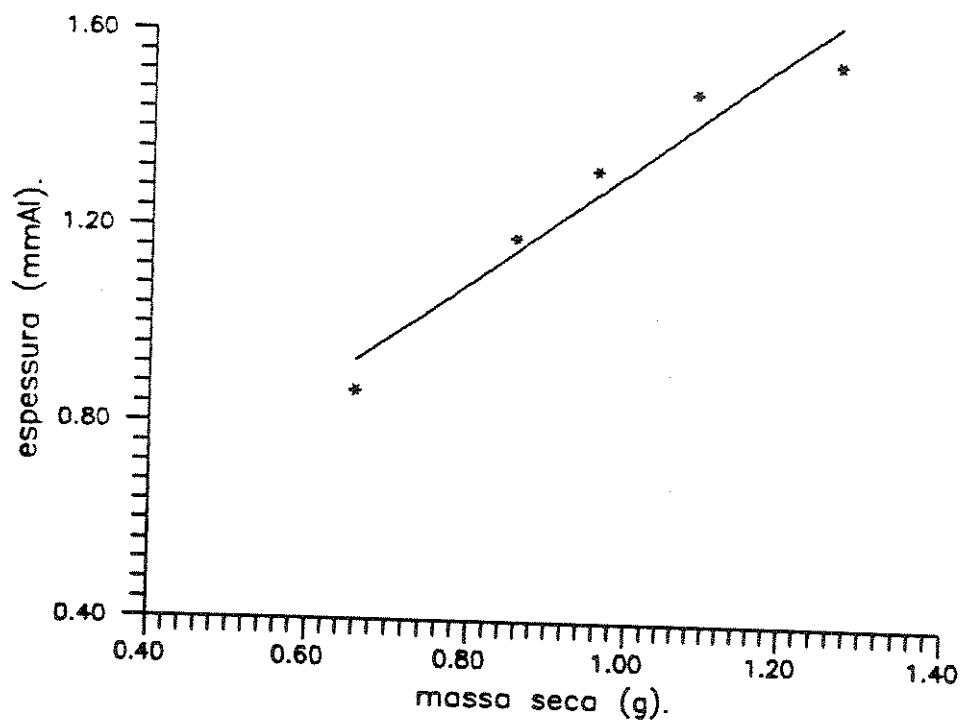


GRÁFICO XLIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 11, grupo IV, de cães.

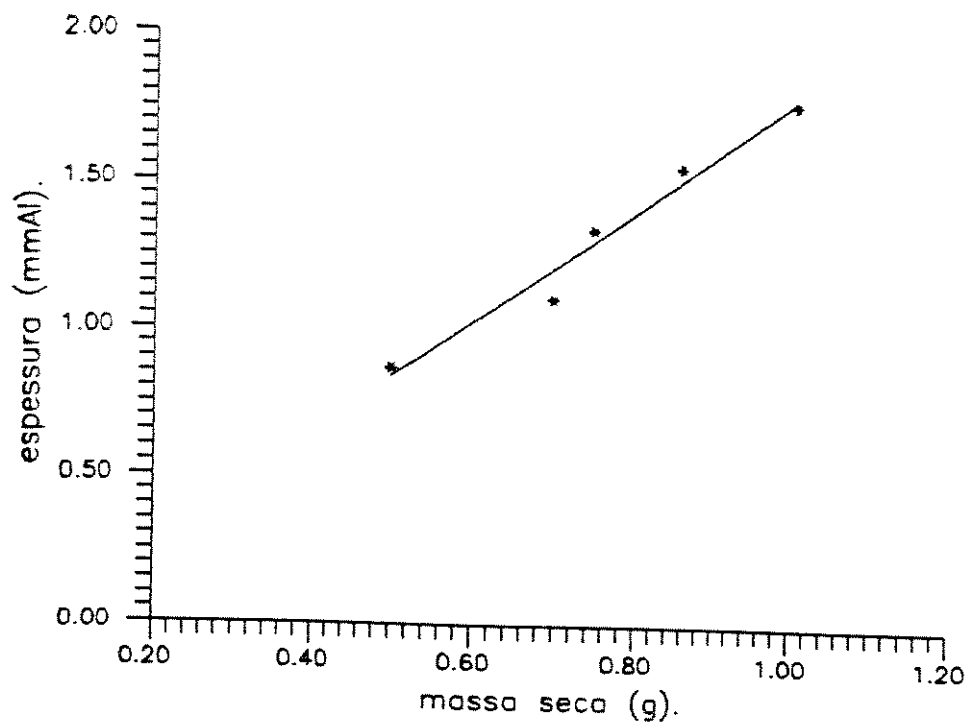


GRÁFICO XLIV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 12, grupo IV, de cães.

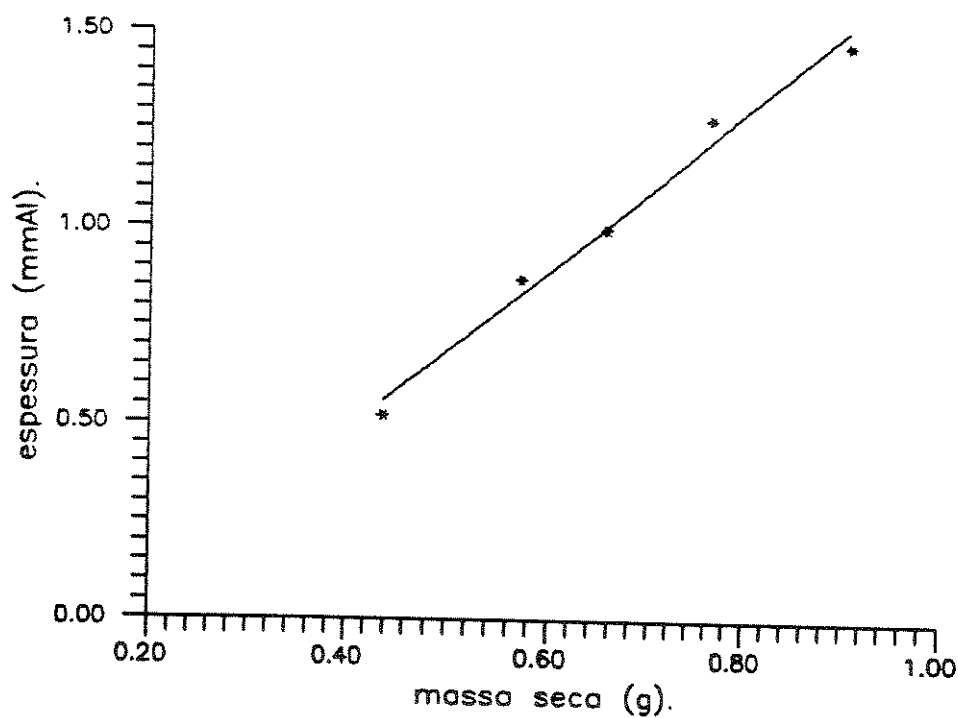


GRÁFICO XLV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 13, grupo IV, de cães.

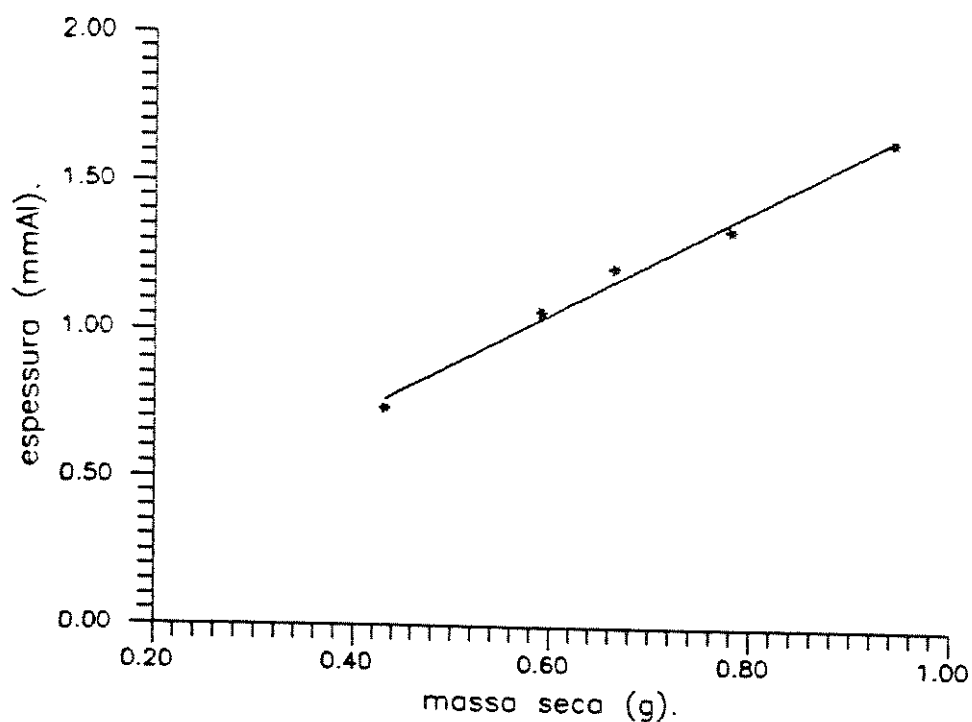


GRÁFICO XLVI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 14, grupo IV, de cães.

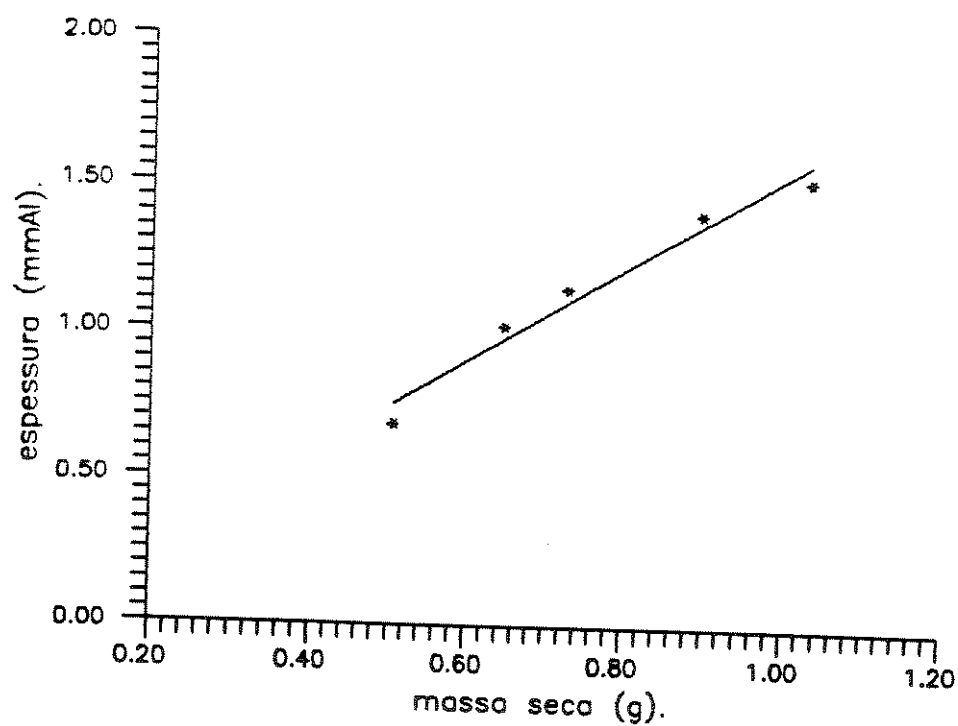


GRÁFICO XLVII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 15, grupo IV, de cães.

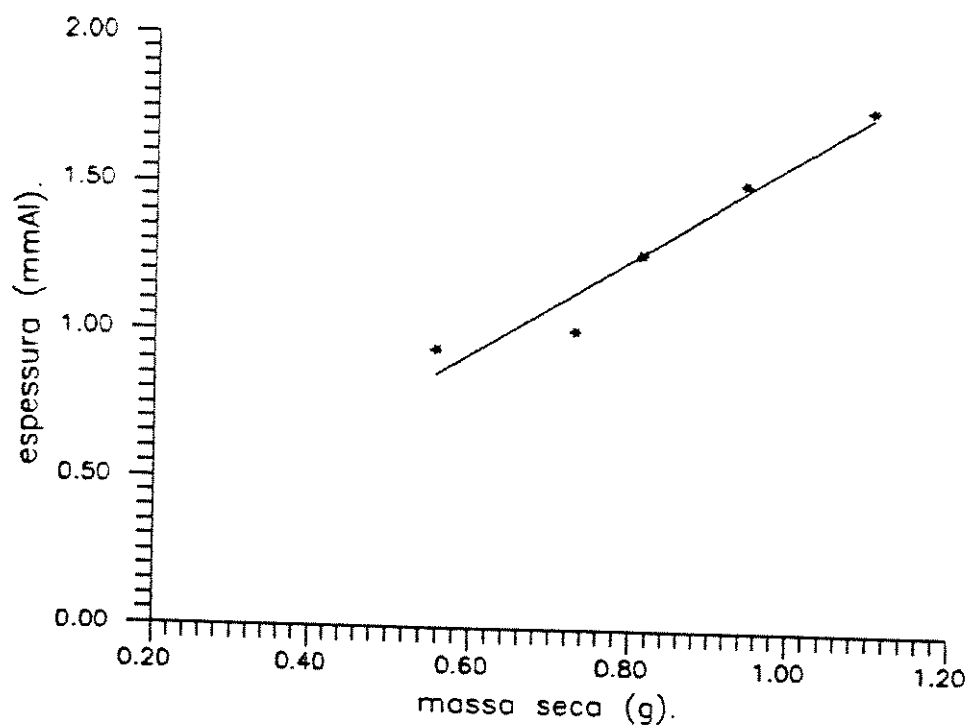


GRÁFICO XLVIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 16, grupo IV, de cães.

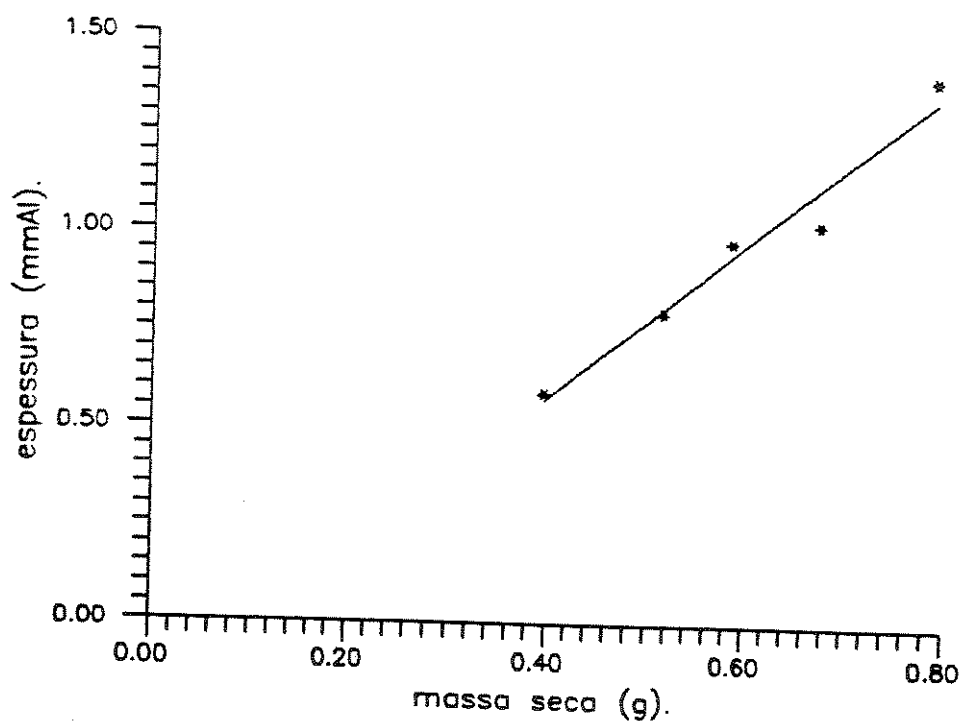


GRÁFICO XLIX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 17, grupo IV, de cães.

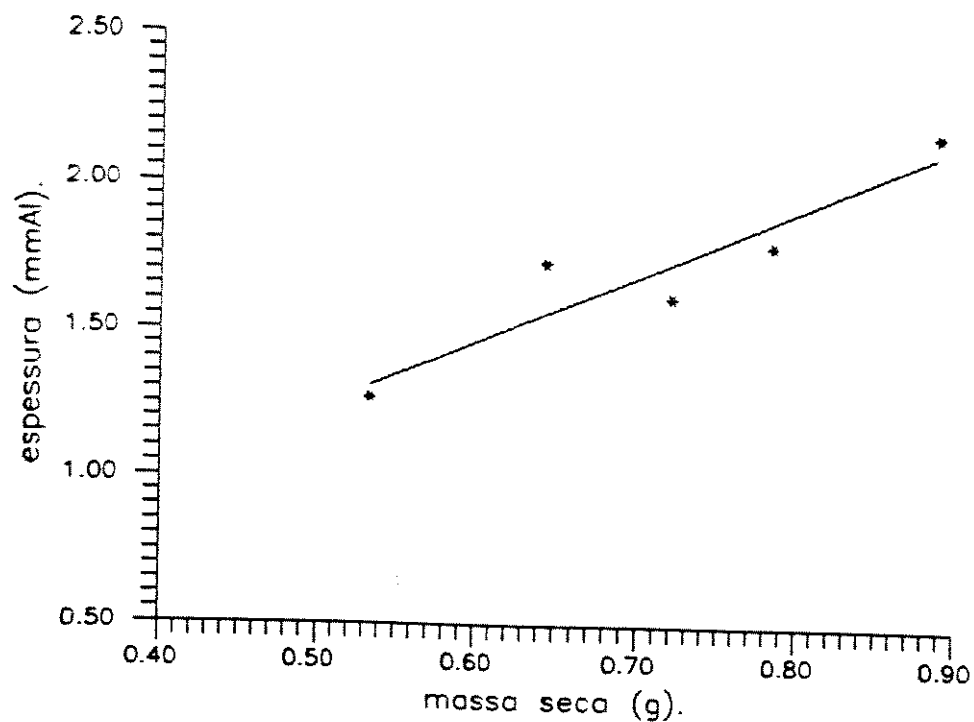


GRÁFICO L. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 18, grupo IV, de cães.

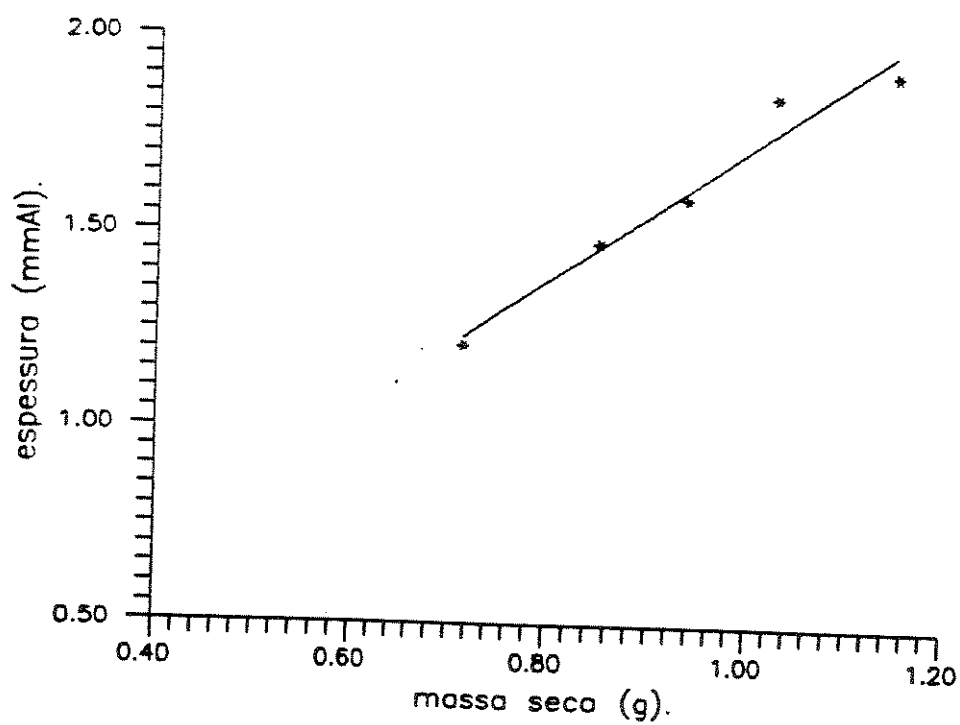


GRÁFICO LI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 19, grupo IV, de cães.

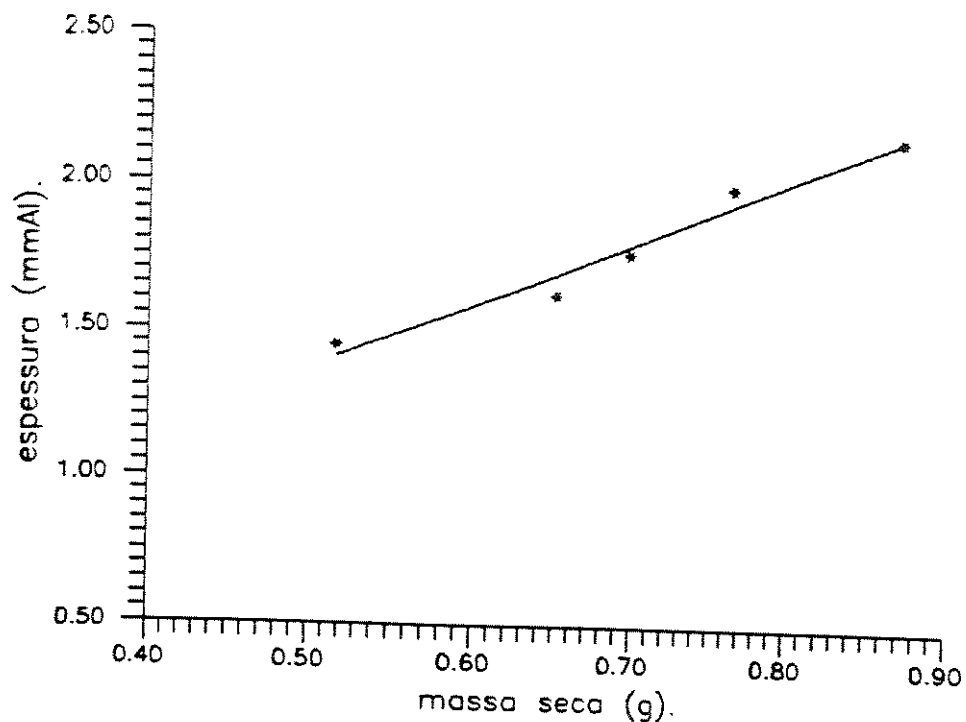


GRÁFICO LII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 20, grupo IV, de cães.

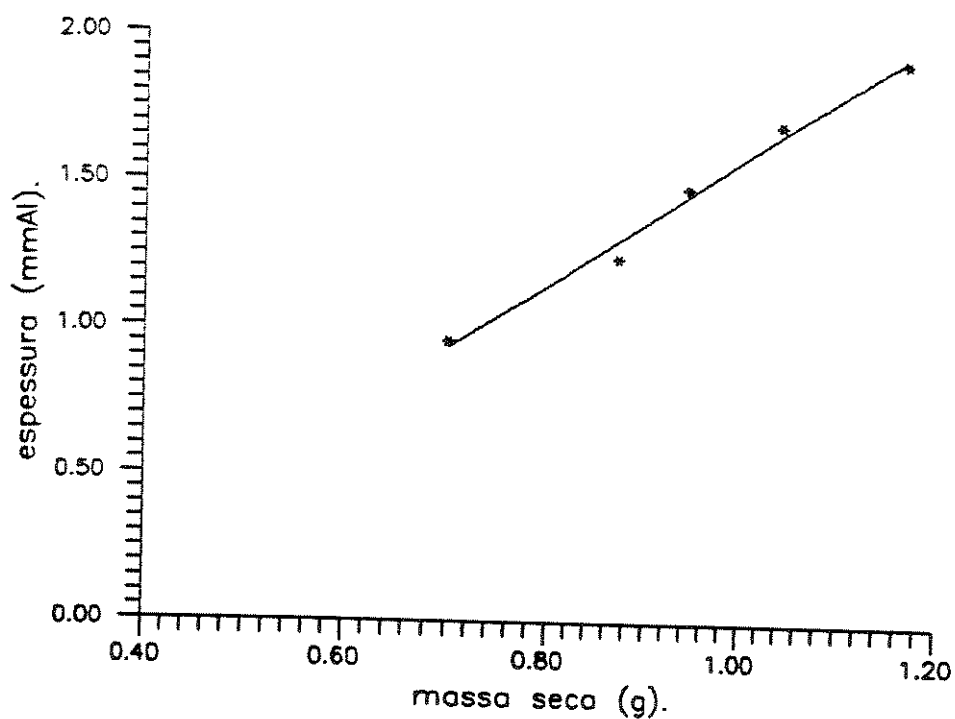


GRÁFICO LIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl).
da peça 21, grupo IV, de cães.

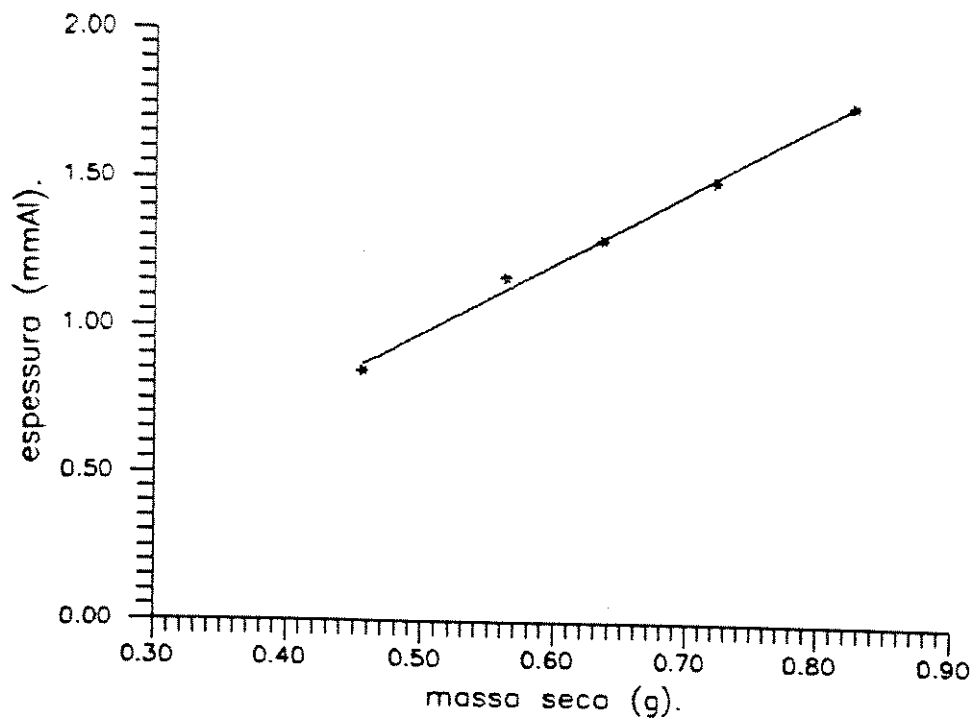


GRÁFICO LIV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl).
da peça 22, grupo IV, de cães.

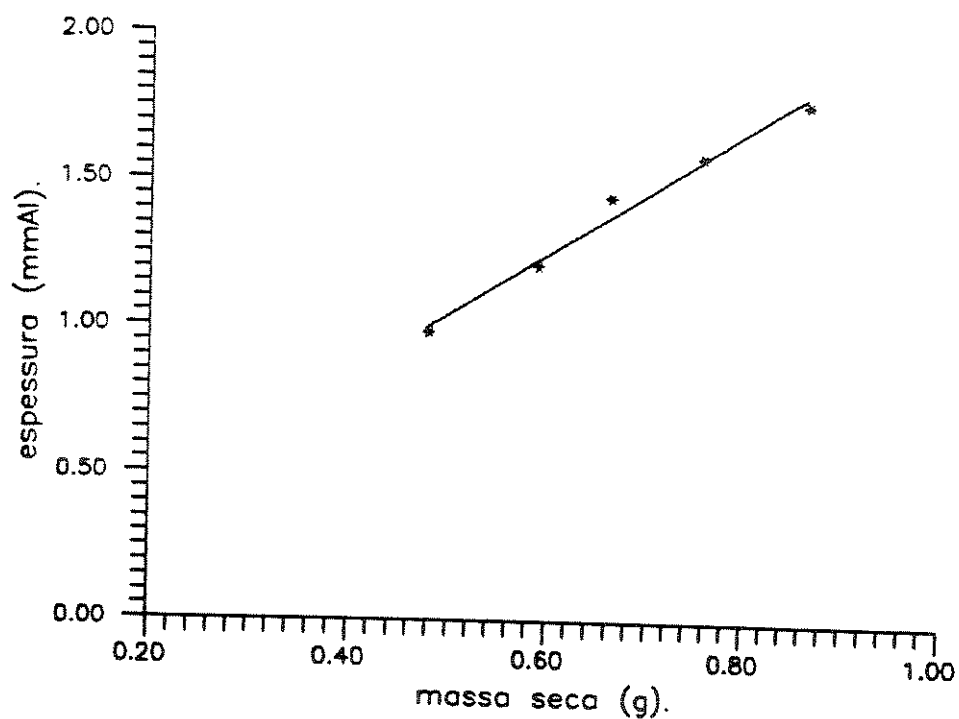


GRÁFICO LV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 23, grupo IV, de cães.

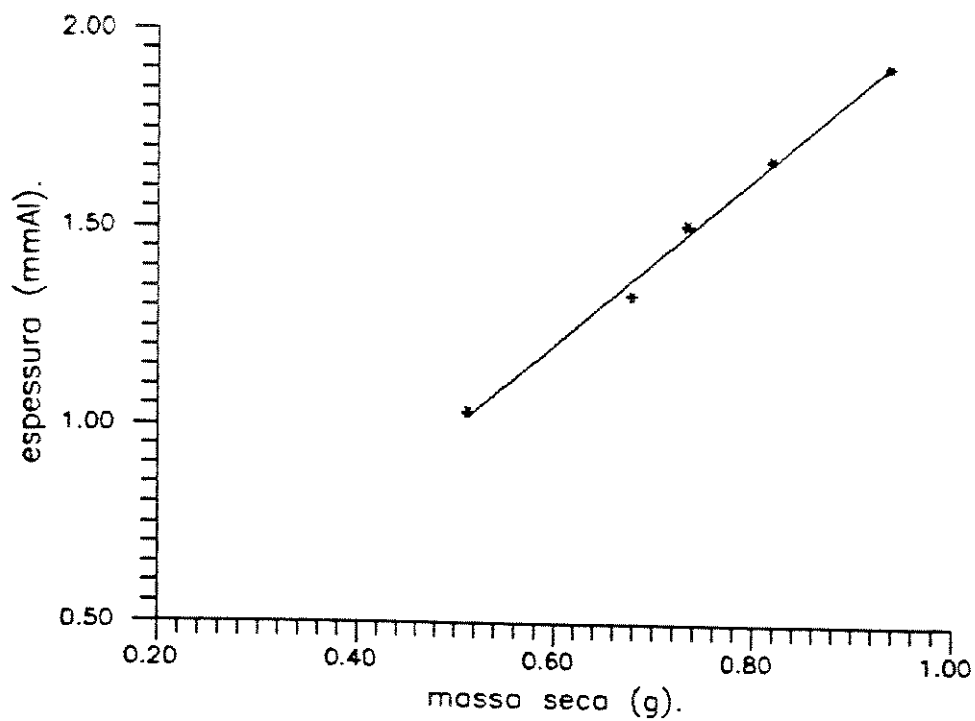


GRÁFICO LVI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 24, grupo IV, de cães.

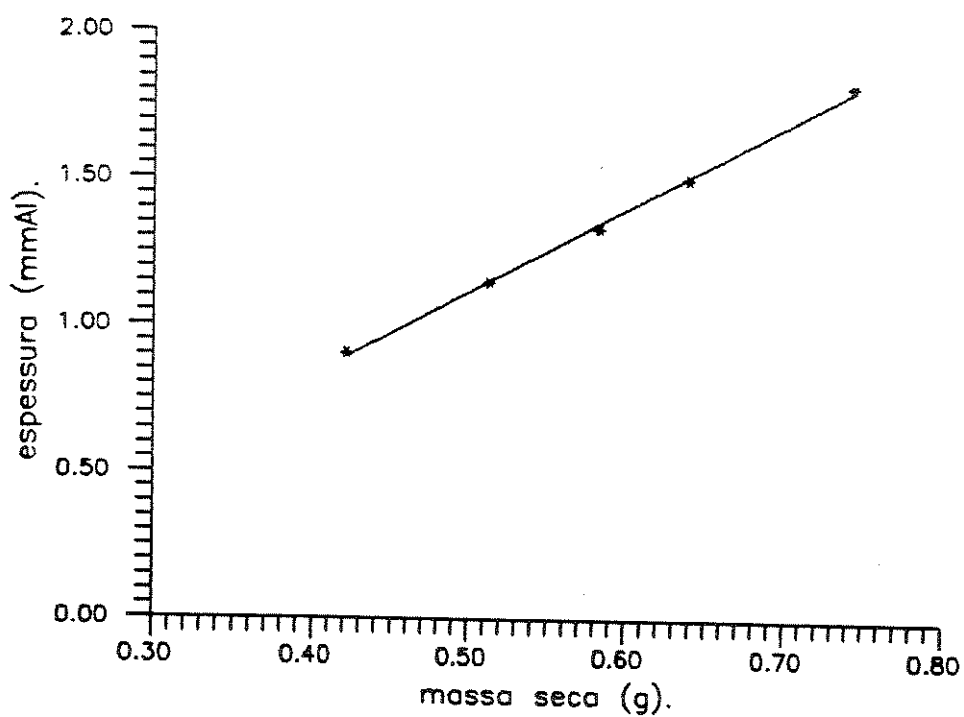


GRÁFICO LVII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 1, grupo V, de cães.

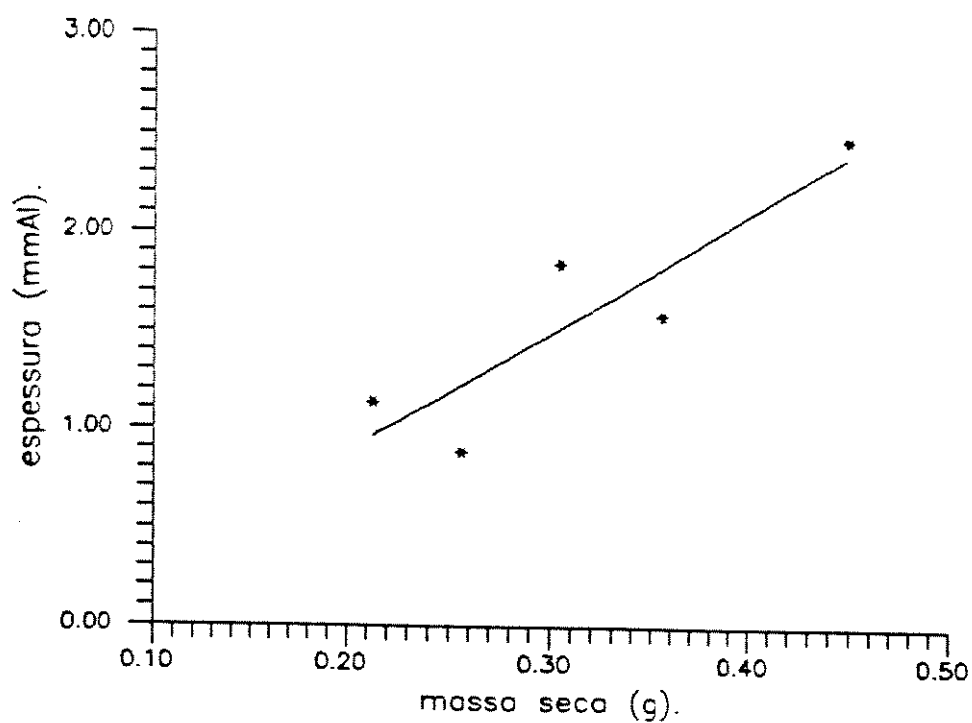


GRÁFICO LVIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 2, grupo V, de cães.

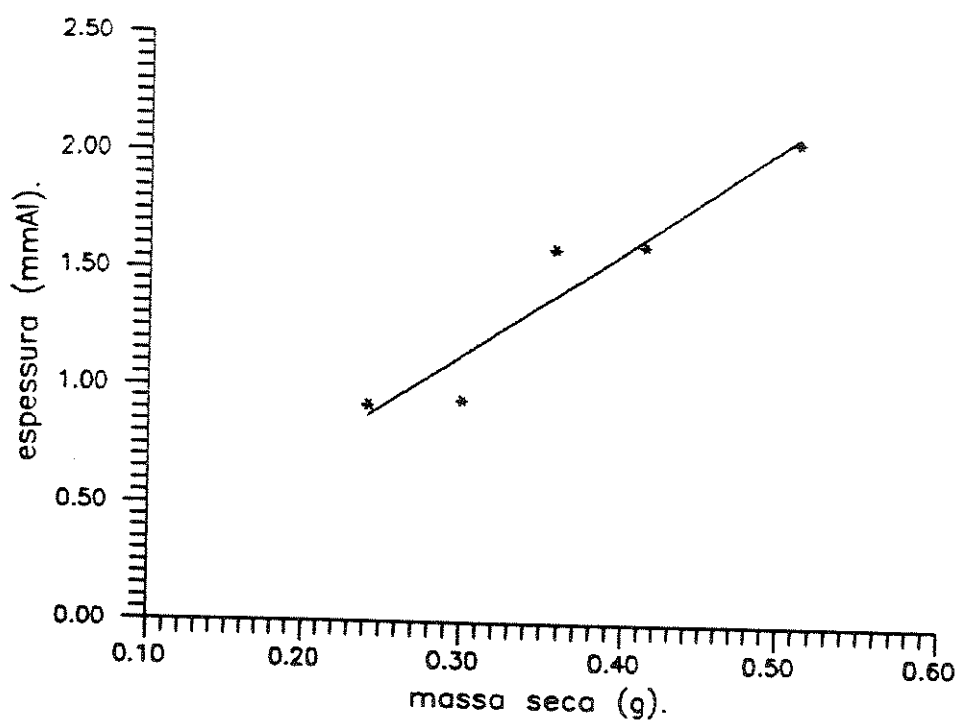


GRÁFICO LIX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 3, grupo V, de cães.

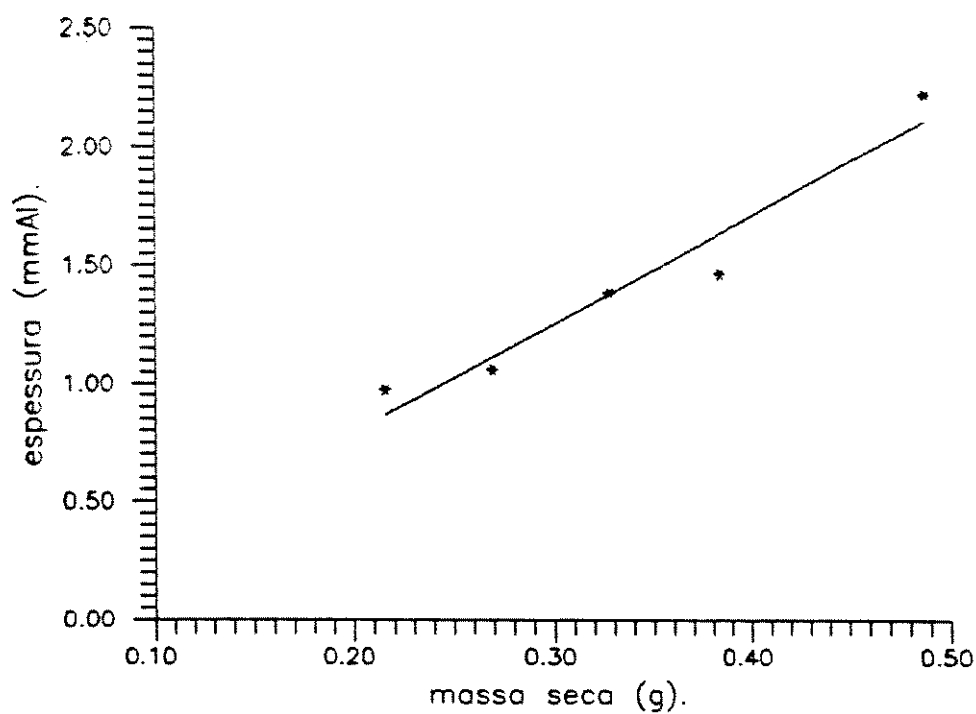


GRÁFICO LX. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 4, grupo V, de cães.

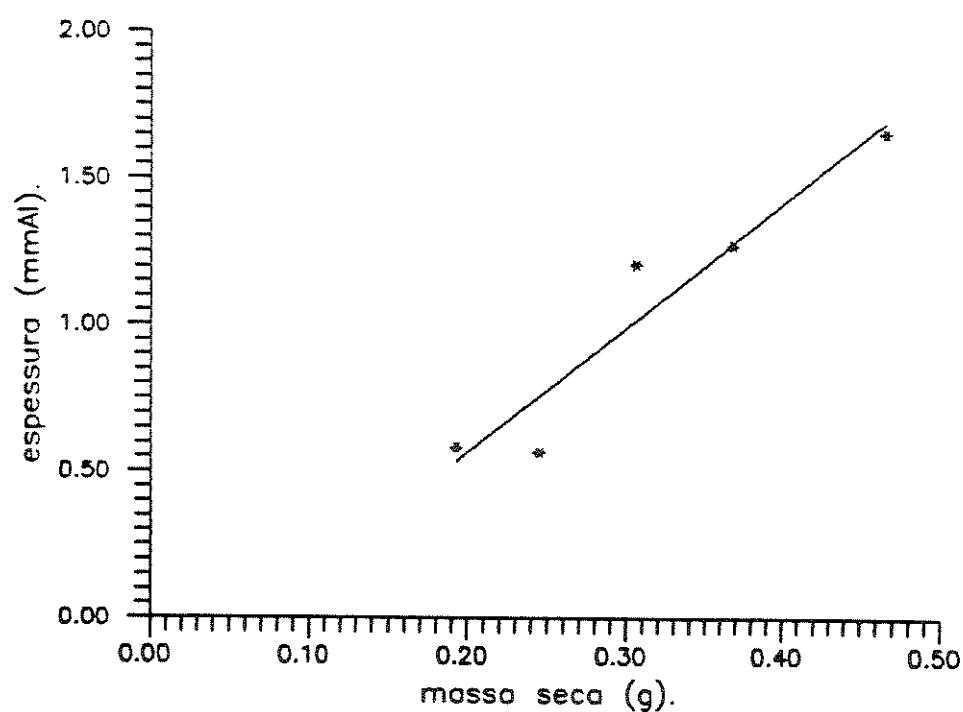


GRÁFICO LXI. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 5, grupo V, de cães.

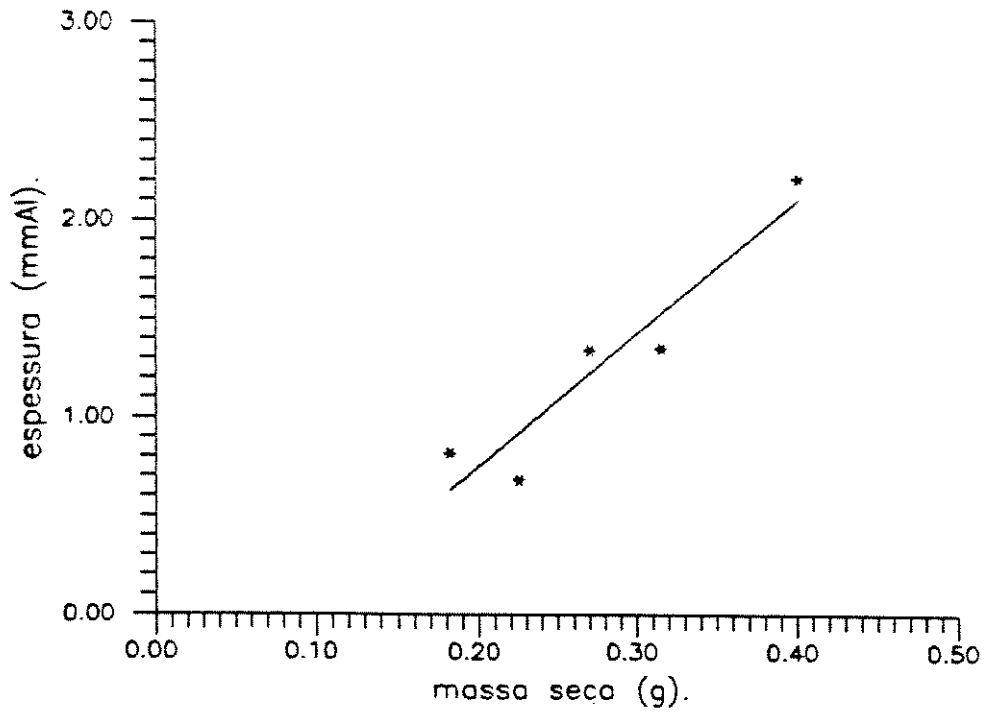


GRÁFICO LXII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 6, grupo V, de cães.

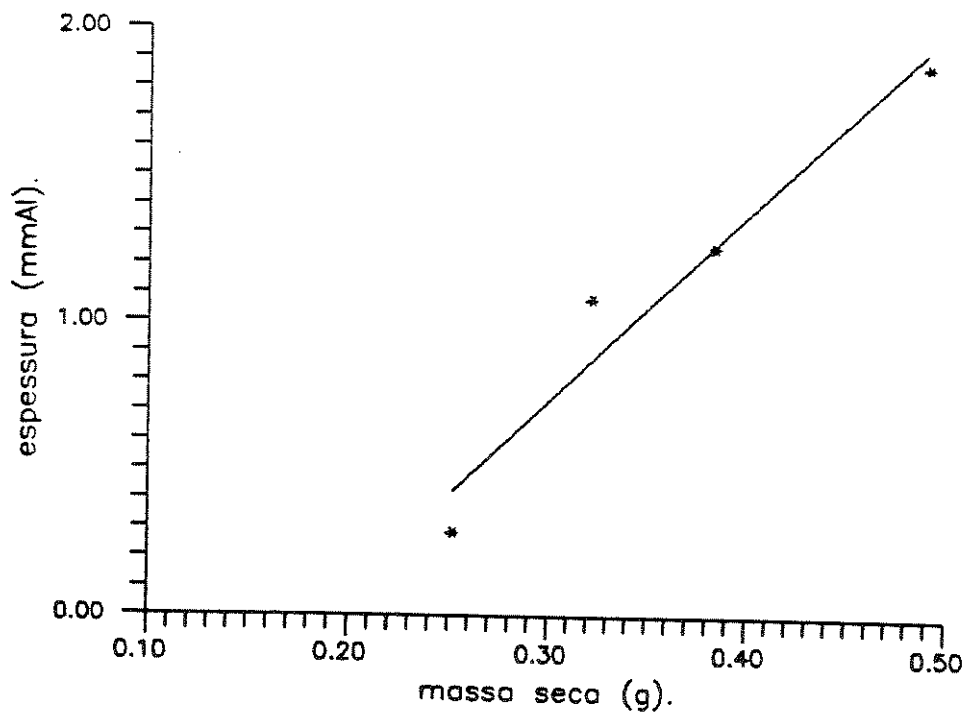


GRÁFICO LXIII. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 7, grupo V, de cães.

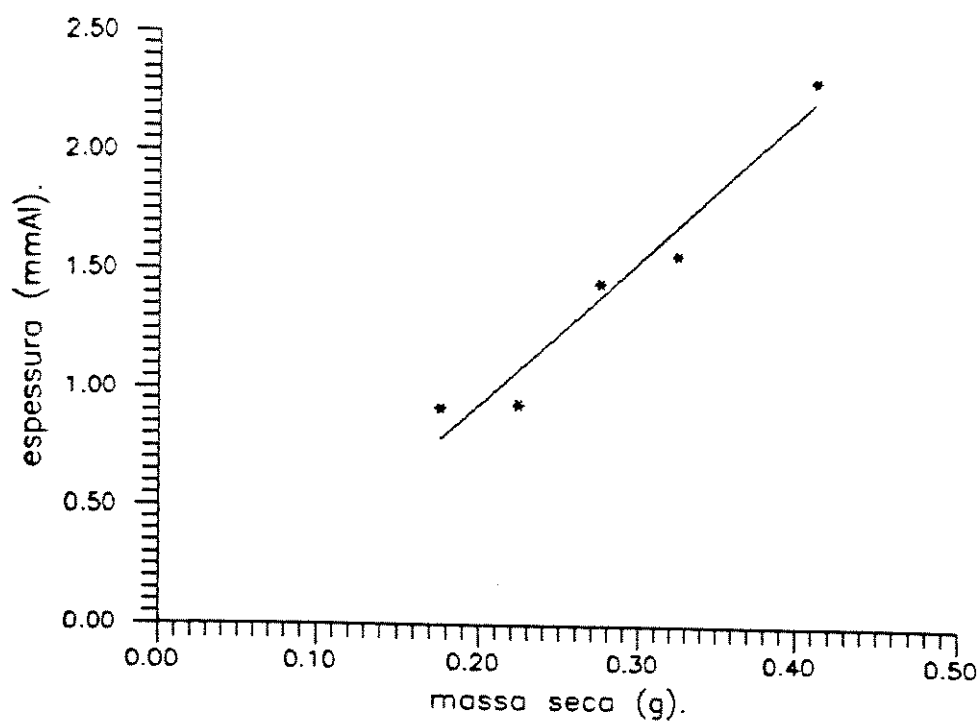


GRÁFICO LXIV. Correlação linear entre massa seca e espessura (mmAl), da peça 8, grupo V, de cães.

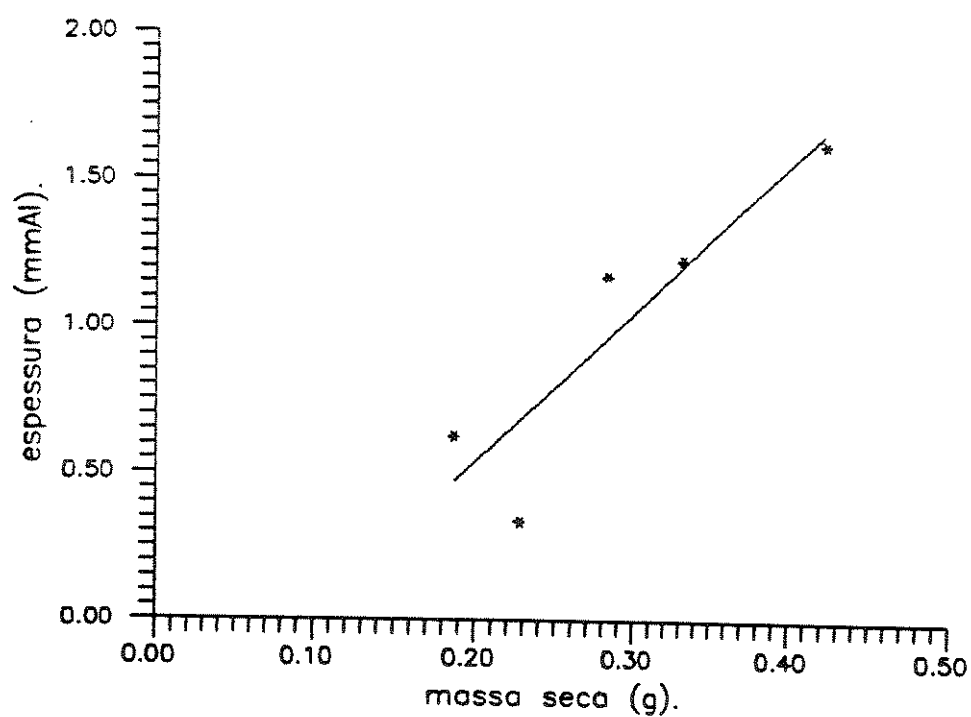


TABELA LXXIV. Coeficientes de correlação linear (r), entre os valores de espessura, em mmA, e de massa seca, de pontos (n) das peças dos cães (grupos III, IV e V).

peças ósseas	r	n
grupo III		
01	0,971*	5
02	0,998*	5
03	0,998*	5
04	0,991	3
05	0,988*	5
06	0,997*	5
07	0,971*	5
08	0,979*	5
09	1,00	3
10	0,994*	4
11	1,00	3
12	0,985*	3
13	0,949	4
14	0,990*	4
15	0,907	4
16	0,996*	4
grupo IV		
01	0,818	5
02	0,939*	5
03	0,995*	5
04	0,987*	5
05	0,980*	5
06	0,938*	5
07	0,955*	5
08	0,659	5
09	0,987*	5
10	0,969*	5
11	0,985*	5
12	0,993*	5
13	0,995*	5
14	0,984*	5
15	0,974*	5
16	0,986*	5
17	0,934*	5
18	0,982*	5
19	0,984*	5
20	0,995*	5
21	0,998*	5
22	0,992*	5
23	0,997*	5
24	0,999*	5
grupo V		
01	0,891*	5
02	0,956*	5
03	0,971*	5
04	0,956*	5
05	0,947*	5
06	0,974*	4
07	0,971*	5
08	0,900*	5

*significativo ao nível de 5%.

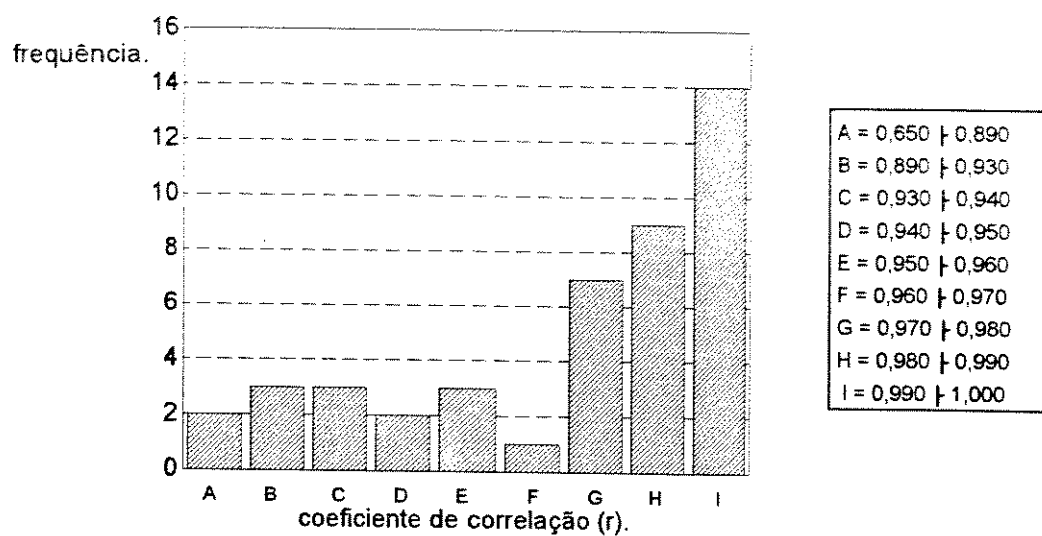
Os valores dos coeficientes de correlação linear foram agrupados e são apresentados na tabela LXXV. Nesta tabela, excluídas 4 peças que tiveram $n=3$, observa-se que 30, das 44 peças, tiveram um r acima de 0,970, e, dentre estas, 14 estavam com r acima de 0,990. Estes valores podem ser melhor observados no gráfico LXV.

TABELA LXXV. 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, dos grupos III, IV e V.

r	frequência
0,650 - 0,890	2
0,890 - 0,930	3
0,930 - 0,940	3
0,940 - 0,950	2
0,950 - 0,960	3
0,960 - 0,970	1
0,970 - 0,980	7
0,980 - 0,990	9
0,990 - 1,000	14

Excluídos quatro valores com $n=3$

GRÁFICO LXV. Histograma de frequência de ocorrência dos coeficientes de correlação linear (r), entre os valores de espessura, em mmAl, e de massa seca, para as peças ósseas de cães, grupos III, IV e V (excluídos quatro valores com $n=3$).



AVALIAÇÃO DO TESTE DE CONTRA-PROVA.

A tabela LXXVI apresenta os valores encontrados para as peças ósseas do grupo V, de cães, que serviram para a realização do teste de contra-prova com respeito a metodologia densitométrica.

Como está demonstrado nesta tabela, os valores de massas estimadas tiveram um erro, em relação às massas em grama, que variou de zero a 1,13%.

TABELA LXXVI. Valores de massa em gramas e massas estimadas através das curvas de regressão linear, das peças ósseas de cães do grupo V.

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

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

METODOLOGIA DENSITOMÉTRICA

A densitometria óptica radiográfica foi objeto de estudo e avaliação neste trabalho, não obstante a existência de vários outros métodos (RAYMAKERS et al.⁶⁴, 1986; ZEELENBERG et al.⁸⁷, 1987; RESCH et al.⁶⁵, 1990; WAUD et al.⁸⁵, 1992) mais atuais para a determinação das modificações ósseas elementares. Esta opção decorreu de sua sensibilidade, precisão, reprodutibilidade, fidelidade, fácil aplicabilidade e baixo custo (MEAKIM et al.⁵⁰, 1981; SCHNEIDER⁷¹, 1984; KIMMEL³⁰, 1984; LOUZADA³⁷, 1988; MAJER et al.⁴¹, 1990; DUBREZ et al.¹³, 1992; etc.), muito embora sujeito a críticas relacionadas com a técnica radiográfica e o processamento do filme (ANDERSON et al.², 1966; VOGEL & ANDERSON⁸¹, 1971; SCHNEIDER⁷¹, 1984; KIMMEL³⁰, 1984).

A padronização de filmes segundo lotes de fabricação utilizada por CARVALHO (1979)⁷ não foi seguida, com o objetivo de verificar se as imagens radiográficas forneceriam valores passíveis de serem corrigidos através da metodologia utilizada.

Do mesmo modo não foi controlado rigorosamente a voltagem, amperagem e o tempo de exposição, de tal modo que o aparelho de raios X foi regulado para proporcionar imagens radiográficas com contraste suficiente para a observação do penetrômetro e das peças ósseas dentro de padrões adequados às suas análises, como ocorre em interpretações de imagens radiográficas por radiologistas clínicos.

A posição do penetrômetro e das peças foram mantidas com cuidado face às observações dos autores MEEME et al. (1964)⁵¹, ANDERSON et al. (1966)² e, EKMAN et al. (1970)¹⁵, para minimizar os efeitos da radiação X, na quantificação da densidade óptica, em análises radiográficas seqüenciais de mesma amostra.

Os resultados obtidos demonstraram 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.

O densitômetro (Macbeth TD528) utilizado apresentou sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade suficiente para determinar as densidades ópticas relativas às variações de espessura de 0,5mm de alumínio entre os degraus do penetrômetro utilizado como padrão densitométrico.

A reprodutibilidade das leituras da imagem radiográfica, expressada através do coeficiente de variação das leituras em milímetros de alumínio, foi igual a 0,71% (tabela XXI). Este valor foi um ótimo indicativo da precisão do aparelho. STRID & KÄLEBO (1988)⁷⁴ obtiveram um coeficiente igual a 0,85%, quando avaliaram a reprodutibilidade de seu procedimento videodensitométrico, em 20 medidas consecutivas de mesma amostra, em mesma microradiografia.

A diferença de 0,12mm entre o valor calculado 3,12mm e a espessura de 3mm para a chapa de alumínio (tabela XXI), acreditou-se decorrente da não uniformidade da radiação X no campo radiográfico. Esta a razão pela qual passou-se para a fase de estudo deste efeito, obtendo-se um erro relativo que chegou a 16,44%, em um dos casos, quando comparadas às médias calculadas com os valores em espessura de alumínio.

Pode-se observar, também, a não simetria de valores em relação aos lados esquerdo e direito do penetrômetro padrão. Este dado, por si só, é um alerta ao fato de se estabelecer comparações quantitativas, em mesma radiografia, de peças localizadas em pontos não contíguos. Isto pode induzir a erro de valor não devidamente considerado.

Entretanto, ao serem analisados os coeficientes de variações neste teste de não uniformidade, observou-se um valor máximo de 3,99%, com média dos resultados de todos os coeficientes em 2,13%, fato que representou a reprodutibilidade da técnica radiográfica (tabelas XVI e, XVII). STRID & KÅLEBO (1988)⁷⁴ determinaram um coeficiente de variação igual a 1,6%, em suas análises de reprodutibilidade, em 10 microradiografias, de mesma amostra. Muito embora os coeficientes aqui encontrados sejam mais elevados que os destes autores, julgou-se que esta diferença se deva à esta não uniformidade da radiação, já que no estudo acima citado os autores analisaram uma única amostra em uma mesma posição, ao passo que, neste trabalho, as leituras foram realizadas em dez posições distintas.

Os valores calculados para os degraus dos penetrômetros à esquerda encontraram-se mais próximos do valor em milímetros de alumínio, que os valores calculados para os degraus dos penetrômetros à direita, estes com diferença mais significativa. Os valores calculados à esquerda e à direita do padrão, do degrau de 5,0mm, exibiram coeficiente de variação com um

máximo de 3,99%, com média igual a 2,13% (valores dos coeficientes de variação). Estas diferenças mostraram que, para medidas relativas, e tomando-se o cuidado de se guardar sempre a mesma posição em relação à localização de peças na radiografia, os dois lados podem ser utilizados na avaliação densitométrica. Assim, o que se observou foi que todos os pontos analisados tiveram uma boa precisão (analisando-se os coeficientes de variação), e que os valores à esquerda foram os mais exatos (analisando-se o erro relativo), provavelmente devido à relação cátodo-ânodo do aparelho na produção do efeito anódico.

A utilização do alumínio como material para confecção do penetrômetro padrão deveu-se ao fato deste material ter um coeficiente de absorção à radiação X, similar à do tecido ósseo (OWEN⁵⁷, 1956; MACK et al.⁴⁰, 1959); ser material de fácil usinagem; de baixo custo e, já ter sido utilizado em trabalhos anteriores (LOUZADA³⁷, 1988; LOUZADA et al.³⁸, 1990; PELÁ et al.⁵⁹, 1990; e, PELÁ et al.⁵⁸, 1992).

Através da utilização do penetrômetro de alumínio para a obtenção dos valores de suas imagens radiográficas, foi possível gerar as equações matemáticas de acordo com PELÁ et al. (1990)⁵⁹. Os ajustes ao programa computacional de PELÁ et al. (1992)⁵⁸ tiveram por objetivo a adequação da expressão matemática a setores pré determinados da curva característica.

Esta setorização propiciou melhoria da qualidade da representação algébrica, via expressão matemática, da relação *densidade óptica radiográfica "versus" espessura de alumínio*.

Na tabela LXVI, pode ser verificado um exemplo da setorização proposta compreendendo o segmento entre o 5º e o 8º degrau (escolhidos arbitrariamente), quando cotejados os valores densitométricos com os

calculados através da expressão matemática proposta. O erro quadrático médio, na situação sem setorização, foi da ordem de 10^{-3} . No entanto, com a setorização proposta para os degraus de 5 a 8, este erro passou para 10^{-10} , tornando significativamente menor a resposta à absorção da radiação X, expressa em suas imagens radiográficas, em função da espessura do material analisado, referenciado em milímetros de alumínio.

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 al. (1990)⁵⁹. Esta expressão foi testada por PELÁ et al. (1992)⁵⁸, fornecendo precisão com erro de 1,5%, em imagens radiográficas de um penetrômetro cuja espessura entre degraus sucessivos era de 2mm.

Neste trabalho, utilizou-se um penetrômetro com degraus que variaram a partir de 0,5mm em espessura até o 10º degrau e, a partir do 11º ao 18º, de 2 em 2mm. Com este penetrômetro obteve-se imagens sucessivamente mais discretizadas, tornando a equação, gerada através do método dos mínimos quadrados, capaz de detectar pequenas variações em densidade óptica. Este fato permitiu obter valores, em espessura de alumínio, representativos de pequenas variações da massa óssea, ampliando a sensibilidade do método densitométrico proposto.

MODELO BIOLÓGICO

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.

Outros autores utilizaram métodos diversos para realizar a desmineralização óssea, seja através de ações mecânicas (HAUSMANN et al.²², 1982; ORTMAN et al.⁵⁵, 1985), ou pela utilização de EDTA (Ácido Etilico Diamino Tetracético Dissódico), (BRÄGGER et al.⁵, 1988).

A escolha frango foi decorrente das seguintes considerações:

1. facilidade de obtenção das aves;
2. possibilidade do controle de raça, procedência, idade e, alimentação dos animais;
3. facilidade para obtenção dos fragmentos ósseos e,
4. espessura e geometria controladas.

A eficiência da solução descalcificadora pode ser verificada na tabela II. Assim, observou-se que no dia zero o valor percentual médio de cálcio foi de $12,87 \pm 0,29$, e este valor expressou o nível deste íon presente no osso

fresco. A partir deste período de tempo, houve um decréscimo destes valores, atingindo, ao nono dia, um percentual de $2,57 \pm 0,31$.

Deve-se atentar para o fato de que houve, do sétimo para o nono dia, um aumento do percentual médio do conteúdo de cálcio das peças, fugindo à tendência de retirada deste mineral das peças (gráfico I). Este fato também se refletiu de forma inversa na análise do percentual de cálcio na solução descalcificadora (tabela III e gráfico II).

Ao observar o gráfico VIII, construído com os valores em espessura de alumínio relativos às imagens das peças ósseas (17 a 20), que permaneceram nove dias em solução descalcificadora, constatou-se o decréscimo destes valores até o 4º dia, invertendo-se nos períodos subseqüentes. É importante salientar que estas peças propiciaram a avaliação deste fato, devido à característica da metodologia densitométrica radiográfica, utilizada em análises não destrutivas das peças, diferente das quantificações realizadas através da titulação com EDTA, ou de outros métodos destrutivos.

Estes resultados permitiram que se comprovasse a sensibilidade da densitometria óptica radiográfica quando, na análise de peças de frangos, pôde-se detetar a migração de cálcio da solução saturada para o tecido ósseo nesta solução. Este fato veio fortalecer a metodologia densitométrica setorizada ao permitir não só a detecção de descalcificações como também de calcificações.

A eficiência da metodologia densitométrica proposta neste trabalho, pode ser evidenciada, quando se compara as médias dos valores em espessura de alumínio, com a média dos percentuais de cálcio, das peças ósseas (13 a 16) de frangos que permaneceram sete dias em solução descalcificadora. Essa associação mostrou um coeficiente de correlação

linear igual a 0,999, com $p=0,001$, (gráfico XI), e, para as que permaneceram nove dias em solução (17 a 20), um $r=0,922$, com $p=0,026$, (gráfico XII).

Considerando-se os valores médios em espessura (mmAl) e a média dos percentuais de cálcio, relativos às peças que permaneceram nove dias em solução descalcificadora, mas considerando seus valores somente até ao sétimo dia, pode-se observar um aumento no coeficiente de correlação linear, de 0,922 a 0,979, com $p=0,021$, (gráfico XIII). Nesta condição, este último resultado aproximar-se-ia ao coeficiente de correlação linear encontrado para as peças que permaneceram sete dias em solução descalcificadora.

Não se pode ponderar quais os motivos das variações encontradas nos valores relativos a milímetros de alumínio, a partir do 4º dia e até ao 9º dia (peças 17 a 20); uma possibilidade seria a saturação da solução descalcificadora, que passaria a ceder íons Ca às peças ósseas, ficando este íon talvez adsorvido às peças ósseas.

A análise das imagens radiográficas das peças ósseas de frangos possibilitou a verificação da forte correlação entre os valores determinados pela densitometria óptica e os percentuais de cálcio das cinzas destas peças.

Não obstante, estas peças, submetidas à descalcificação, exibiam a cada tomada radiográfica, elevado grau de descalcificação, explicado pela própria estrutura óssea aerada, característica das aves.

A opção pela diminuição nos tempos de descalcificação promoveria menor retirada do íon cálcio, dificultando, porém, os procedimentos para sua execução laboratorial. Esta foi uma das razões pela qual optou-se pela

utilização de peças ósseas provenientes de um segmento de fêmur de boi, além de outras características como:

1. ser mamífero;
2. fácil obtenção de peças ósseas;
3. peças extraídas de um único animal;
4. facilidade de remoção das peças;
5. por possuírem conteúdo mineral mais elevado que as aves e,
6. maior possibilidade de seleção de peças.

Na tabela IV, foi possível verificar decréscimo dos valores do percentual de cálcio nas peças ósseas de boi, a partir do dia zero até o 28º dia. Não observou-se, em algum período, elevação dos valores do percentual de cálcio nas peças ósseas, como observado nos frangos. Isto vem apoiar a hipótese da saturação já referida, visto que nesta etapa do estudo havia renovação semanal da solução descalcificadora. A troca periódica desta solução evitou a saturação do meio e a possível adsorção do cálcio nas peças.

Os valores, em espessura de alumínio, das peças ósseas de boi, de números 17 a 20, que abrangem todos os tempos analisados, demonstraram um decréscimo de valor em função do tempo (tabela LXVIII e gráfico X). Estes resultados exibiram a mesma tendência daqueles obtidos pela titulação.

As curvas de regressão linear entre as médias dos valores em espessura de alumínio e as médias dos valores percentuais de cálcio, das peças ósseas que permaneceram 21 dias em solução descalcificadora, forneceram um coeficiente de correlação linear igual a 1,000 (gráfico XIV);

para as peças que permaneceram durante 28 dias, este coeficiente de correlação linear (r), foi igual a 0,978, com $p=0,004$ (gráfico XV). Estes resultados demonstraram, novamente, a sensibilidade e a fidelidade da metodologia proposta.

Não obstante a sensibilidade e fidelidade da metodologia ter sido verificada através da análise dos resultados dos valores encontrados para as peças de frangos e boi, o efeito quantitativo da não-uniformidade da radiação X não foi considerado, uma vez que estas peças sempre foram colocadas na mesma posição e com mesma disposição sobre a tela intensificadora, em tomadas radiográficas sucessivas.

A partir da identificação da variação de leitura proporcionada pela não-uniformidade da radiação X no campo radiográfico, procurou-se corrigir este efeito utilizando-se de um outro referencial conhecido (chapas de alumínio).

Nesta fase as peças ósseas utilizadas foram de cães, mamíferos que têm consistência óssea semelhante a do homem, anatomia e fisiologia bem conhecidas e de fácil obtenção.

Como foi encontrado alta correlação entre o conteúdo mineral de cálcio e os valores de massa óssea (gráfico XVI) nas peças do boi, foi possível acompanhar as peças ósseas dos cães individualmente, analisando, a cada período de descalcificação, suas massas secas e, a seguir, confrontando-as com os valores em espessura de alumínio provenientes da metodologia densitométrica.

A avaliação da massa seca mostrou-se eficiente, com menor possibilidade da ocorrência de erros de execução, uma vez que só

dependeu da secagem das peças e da pesagem em balança digital convencional; a titulação com EDTA exigiria cuidados maiores em sua realização, com maiores possibilidades de erros, uma vez que as etapas envolvidas seriam mais complexas. Esta troca propiciou, também, uma simplificação considerável da metodologia.

Para melhor aferição da sensibilidade da metodologia, o tempo de descalcificação foi reduzido até 6 horas (grupo IV) com 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 al.¹⁵, 1970; MAJER et al.⁴¹, 1990).

Constatou-se que, 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, para cada uma das 44 peças ósseas dos grupos III, IV e V (excluídas quatro peças onde $n=3$), 14 (31,82%) tiveram um coeficiente de correlação linear (r) acima de 0,990 (tabela LXXV). Trinta peças (68,19%) exibiram um coeficiente de correlação linear acima de 0,970, significativa ao nível de 5%. MEAKIM et al. (1981)⁵⁰ 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 al. (1982)²¹ obtiveram uma correlação de 0,96 entre seus valores de densidade óptica radiográfica e de absorção da radiação gama (pela massa óssea); ORTMAN et al. (1985)⁵⁵ verificaram 0,85 de coeficiente de correlação, entre suas leituras densitométricas e de absorção da radiação gama e, BRÄGGER et al. (1988)⁵ constatarem 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.

Os resultados obtidos vêm confirmar aqueles das peças ósseas de frangos e boi. É importante observar que 70,83% das peças do grupo IV (com intervalos de 6 horas de descalcificação) tiveram um coeficiente de correlação linear (r) acima de 0,970, atestando, positivamente, a sensibilidade e fidelidade da metodologia densitométrica proposta.

A validade da metodologia pôde também ser confirmada pelo teste da contra-prova, executado com as peças ósseas de cães do grupo V, entre os valores determinados e estimados, onde os erros variaram de zero a 1,13%, com valor médio de 0,70% (tabela LXXVI).

Este trabalho permitiu demonstrar a elevada correlação entre a variação do conteúdo mineral de cálcio em peças ósseas de frangos, boi e cães e a variação densitométrica (em mmAl) obtidas a partir de radiografias convencionais.

Estudos futuros, utilizando metodologia mais sofisticada ou não, da interferência das partes moles nesta avaliação serão necessárias para a aplicação da mesma na clínica.

CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

Nas condições experimentais deste trabalho e em face a seus resultados, pode-se concluir que a setorização das curvas características e a correção do efeito da não-uniformidade da radiação X, promoveram significativo aumento da sensibilidade do método densitométrico radiográfico utilizado, visto que possibilitaram a identificação da retirada de até 12% de cálcio em peças ósseas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁽⁷⁾

01. ADACHI, J.D., WEBBER, C.E. The interchangeability of radioisotope and X-ray based measurements of bone mineral density. **Br. J. Radiol.**, v. 64, p. 217-220, 1991.
02. ANDERSON, J.B., SHIMMINS, J., SMITH, D.A. A new technique for the measurement of metacarpal density. **Br. J. Radiol.**, v. 39, p. 443-450, 1966.
03. BARNETT, E., NORDIM, B.E.C. The radiological diagnosis of osteoporosis: A new approach. **Clin. Radiol.**, v. 11, p. 166-174, 1960.
04. BAUSELLS, J., SANTOS-PINTO, R. Índice carpal densitométrico. **Rev. Farm. Odontol. Araraquara**, v. 4, n. 1, p. 183-197, 1970.
05. BRÄGGER, U., PASQUALI, L., RYLANDER, H., CARNES, D., KORNMAN, K.S. Computer- assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. **J. Clin. Periodontol.**, v. 15, n. 1, p. 27-37, 1988.
06. BRÜCKER, M.R., TAVANO, O., COSTA, N.P. Análise do comportamento das soluções processadoras RP X-omat da Kodak, através do método sensitométrico. **Odonto Ciência**, v. 7, n. 13, p. 37-52, 1992.
07. CARVALHO, A. **Mineralização no processo de reparo em feridas de extração dentária em ratos.** Contribuição ao estudo densitométrico. Araçatuba: UNESP, 1979. 45p., Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1979.
08. CARVALHO, A., MIGUEL, R.M., SANTOS-PINTO, M.C., BAUSELLS, J. Fator de correção em densitometria radiológica. **Rev. Fac. Farm. Odont. Araraquara**, v. 10, (supl.1), p. 115-124, 1976.

⁷Padrão ABNT- NBR 6023, de 1989.

09. CARVALHO, A., SANTOS-PINTO, R., SANTOS-PINTO, M.C.
Reabsorção dos septos interdentais no processo de reparo alveolar.
Estudo densitométrico em cães. **Ars Cvrandi Odontol.**, v. 5, n. 7, p.
34-44, 1978.
10. CHRISTIANSEN, C., RODBRO, P., DREWSEN, B. A comparison of two
methods for estimating bone loss. **Acta. Med. Scand.**, v. 200, p. 293-
295, 1976.
11. CUMMINGS, S.R. Are patients with hip fractures more osteoporotic?
review of the evidence. **Am. J. Med.**, v. 78, p. 487-494, Mar. 1985.
12. DOMON, M., YOSHINO, N. Factors involved in the high radiographic
sensitivity of E-speed films. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 69,
p. 113-119, 1990.
13. DUBREZ, B., JACOT-DESCOMBES, A., PUN, T., CIMASONI, G.
Comparison of photodensitometric with high-resolution digital analysis
of bone density from serial dental radiographs. **Dentomaxillofac.
Radiol.**, v. 21, p. 40-44, 1992.
14. DUINKERKE, A.S.H., Van de POEL, A.C.M., Van der LINDEN, F.P.G.M.,
DOESBURG, W.H., LEMMENS, W.A.J.G. Compensation of
differences in density of radiographs by densitometry. **Dent. Radiol.**,
v. 45, n. 4, p. 637-642, 1978.
15. EKMAN, B., LJUNEQUIST, K.G., STEIN, V. Roentgenologic photometric
method for bone mineral determinations. **Acta. Radiol. Diagn.**, v. 10,
p. 305-325, 1970.
16. ELL, P.J. (Ed.) What shall we do about osteoporosis? **Br. J. Radiol.**, v.
63, n. 749, p. 370-2, May 1990. (Abstracts).
17. EXTON-SMITH, A.N., MILLARD, P.H., PAYNE, P.R., WHEELER, E.F.
Method for measuring quantity of bone. **Lancet**, v. 29, p. 1153, Nov.
1969.
18. EXTON-SMITH, A.N., MILLARD, P.H., PAYNE, P.R., WHEELER, E.F.
Pattern of development and loss of bone with age. **Lancet**, v. 29, p.
1154-1157, Nov. 1969.
19. GENANT, H.K., BLOCK, J.E., STEIGER, P., GLUEER, C.C., ETTINGER,
B., HARRIS, S.T. Appropriate use of bone densitometry. **Radiol.**, v.
170, p. 817-822, 1989.
20. GREENFIELD, M.A., CRAVEN, J.D., HUDDLESTON, A., KEHRER, M.L.,
WISHKO, D., STERN, R. Measurement of the velocity of ultrasound
in human cortical bone in vivo. **Radiol.**, v. 138, p. 701-710, Mar. 1981.

21. HASHIMOTO, K., THUNTHY, K.H., IWAI, K., EJIMA, K., WEINBERG, R.
Sensitometric comparison of direct- and indirect- exposure films used
in intraoral radiography. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, v. 34, p. 106-110,
1992.
22. HAUSMANN, E., ORTMAN, L.F., McHENRY, K., FALLON, J.
Relationship between alveolar bone measured by ¹²⁵I absorptiometry
and analyses of standardized X-rays: I. Magiscan Analysis. **J.
Periodontol.** v. 53, p. 307, 1982.
23. HILDEBOLT, C.F., VANNIER, M.W., PILGRAM, T.K., SHROUT, M.K.
Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems.
Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., v. 70, n. 5, p. 661-668, Nov. 1990.
24. HURXTHAL, L.M. Measurement of anterior vertebral compressions and
biconcave vertebrae. **Am. J. Roentg.**, v. 103, n. 3, p. 635-644, 1968.
25. JEFFCOAT M. K., JEFFCOAT, R.L., WILLIAMS, R.C. A new method for
the comparison of bone loss measurements on non-standardized
radiographs. **J. Periodontal Res.**, v. 19, p. 434-440, 1984.
26. JHAMARIA, N.L., LAL, K.B., UDAWAT, M., BANERJI, P., KABRA, S.G.
The trabecular pattern of the calcaneum as an index of osteoporosis.
J. Bone Joint Surg., v. 65-B(2), p. 195-198, Mar. 1983.
27. JURIST, J.M. 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, 1970.
28. KAFFE, I., LITTNER, M.M., TAMSE, A., KUSPET, M. E. Densitometric
evaluation of three X-ray films with five different developing solutions.
Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., v. 57, n. 2, p. 207-211, 1984.
29. KÄLEBO, P., STRID, K. G. Bone mass determination from
microradiographs by computer-assisted videodensitometry. II
aluminium as a reference substance. **Acta Radiol.**, v. 29, n. 5, p. 611-
617, 1988.
30. KIMMEL, P.L. Radiologic Methods to evaluate bone mineral content.
Ann. Intern. Med., v. 100, n. 6, p. 908-911, 1984.
31. KNOPLICH, J., BRAUN, W., ROQUE, J.A.O., STRAPETTI, F., IACHIDA,
O., STAUB, H. Osteoporose da coluna lombar, coxofemorais e
calcâneo: estudo clínico-radiológico. **Rev. Paul. Med.**, v. 105, n. 6, p.
301-311, Nov/Dez. 1987.
32. LANG, P., STEIGER, P., FAULKNER, K., GLÜER, C., GENANT, H.K.
Osteoporosis. Current techniques and recent developments in

- quantitative bone densitometry. **Radiol. Clin. North Am.**, v. 29, n. 1, p. 49-76, 1991.
33. LAWRENCE, L. M., MURPHY, M., BUMP, K., WESTON, D., KEY, J. Growth responses in hand-reared and naturally reared quarter horse foals. **Equine Pract.**, v. 13, n. 2, p.19-26, 1991.
34. LIMA, A.O., SOARES, J.B., GRECO, J.B., GALIZZI, J., CANÇADO, J.R. **Métodos de laboratório aplicados à clínica**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977. 669p.
35. LINDSTRÖM, B., PHILIPSON, B. Densitometric evaluation at quantitative microradiograph. **Histochemie**, v. 17, p. 194-200, 1969.
36. LOBEL, L., DUBOIS, M. **Manual de Sensitometria: la técnica de la medición de los materiales fotográficos**. 2.ed. Barcelona: Ediciones Omega, 1973. 238p.
37. LOUZADA, M.J.Q. **Microdensitometria em radiografias de perfurações ósseas**. Ribeirão Preto: USP, 1988. 92p., Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, 1988.
38. LOUZADA, M.J.Q., XAVIER, C.A.M., MARQUES NETO, J. F. Ação da calcitonina na resolução de perfurações ósseas em coelhos: controle fotodensitométrico e histológico. **Rev. Bras. Reumatol.**, v. 30, n. 4, Jul/Ago, 1990.
39. LUNA, L.G. (Ed.) **Manual of Histologic Staining Methods of the Armed Forces Institute of Pathology**. 3.ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1968. p.8.
40. MACK, P.B., VOSE, G.P., NELSON, J.D., New development in equipment for the roentgenographic measurement of bone density. **Am. J. Roentg.**, v. 82, n. 2, p. 303-310, 1959.
41. MAJER, L., NADJAH, J., BRUNOT, H., GEORGES, D., Densitométrie osseuse digitalisée. Une méthode de routine pour évaluer et surveiller la minéralisation osseuse. **Ann. Radiol.**, v. 33, n. 6, p. 329-338, 1990.
42. MALLON, D.E., MELLBERG, J.R. Analysis of dental hard tissue by computerized microdensitometry. **J. Dent. Res.**, v. 64, n. 2, p. 112-116, 1985.
43. MANSON-HING, L.R., MONNIER, P.V. Radiographic densitometric evaluation of seven processing solutions. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 39, n. 3, p. 493-501, 1975.

44. MANSON-HING, L.R., PATEL, J.R. Densitometric evaluation of quick X-ray developing solutions. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 43, n. 3, p. 467-472, 1977.
45. MARQUES NETO, J.F. **A microfotodensitometria no estudo da osteoporose senil.** Campinas: UNICAMP, 1974. 114p., Tese (Doutorado) Faculdade de Ciência Médicas, Universidade Estadual de Campinas, 1974.
46. MATTHEE, M.J., SEELIGER, J. E. Densitometric evaluation of four rapid dental film processing solutions. **J. Dent. Assoc. South. Afr.**, v. 46, p. 467-469, 1991.
47. MAZESS, R., COLLICK, B., TREMPER, J., BARDEN, H., HANSON, J. Performance evaluation of a dual-energy X-ray bone densitometer. **Calcif. Tissue Int.**, v. 44, p. 228-232, 1989.
48. McFARLAND, W. Evaluation of bone density from roentgenograms. **Science**, v. 119, n. 4, p. 810-811, 1954.
49. McKELVIE, M.L., PALMER, S.B. The interaction of ultrasound with cancellous bone with reference to the diagnosis of Osteoporosis. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON OSTEOPOROSIS, 1987, Denmark. **Anais...** Denmark, 1987.
50. MEAKIM, D.W., OTT, E.A., ASQUITH, R.L., FEASTER, J.P. Estimation of mineral content of the equine third metacarpal by radiographic photometry. **J. Anim. Sci.**, v. 53, n. 4, p. 1019-1026, 1981.
51. MEEME, H.E., HARRIS, C.K., PORRETT, R.E. A method for determination of bone-salt content of cortical bone. **Radiol.**, v. 82, p. 986-997, 1964.
52. MELSEN, F., MELSEN, B. The relation between densitometric and quantitative histological analysis of bone specimens from the iliac crest. **Clin. Orthop.**, v. 117, p. 321-326, 1976.
53. MERIOT, P., KACZMAREK, R., COLIM, D., LE TOUX, G., ABJEAN, J., BELLET, M. Tomodensitométrie en parodontie et implantologie. **Act. Odonto-stomatol.**, v. 182, p. 239-249, 1993.
54. MIYAHARA, M. **Processo de reparo em ferida de extração dental e tração ortodôntica.** Estudo radiográfico e microdensitométrico em cães. Araçatuba: UNESP, 1987. 81p. Tese (Doutorado) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1987.
55. ORTMAN, L.F., DUNFORD, R., McHENRY, K., HAUSMANN, E. Subtraction radiography and computer assisted densitometric

- analyses of standardized radiographs. A comparison study with ¹²⁵I absorptiometry. **J. Periodontal Res.**, v. 20, p. 644-651, 1985.
56. OSTEOPOROSIS: consensus conference. **J. Am. Med. Ass.**, v. 252, n. 6, Aug. 1984.
57. OWEN, M. Measurement of the variations in calcification in normal rabbit bone. **J. Bone Joint Surg.**, v. 38B, n. 3, p. 762-769, 1956.
58. PELÁ, C.A., GHILARDI NETTO, T., LOUZADA, M.J.Q. Avaliações densitométricas com filmes radiográficos, utilizando uma escada de alumínio como referência. In: I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, 1, 1992, Caxambu, **Anais...** Caxambu, 1992.
59. PELÁ, C.A., LOUZADA, M.J.Q., PAULA, E., GHILARDI NETTO, T. Avaliação sensitométrica de filmes utilizados em radiologia. In: V Reunião Latino Americana de Física Médica, II Workshop, I Workshop de Física Médica e Engenharia Biomédica, 5, 1990, Ribeirão Preto, **Anais...** Ribeirão Preto, 1990.
60. PETLEY, G.W., HAMES, T.K., COOPER, C., LANGTON, C.M., CAWLEY, M.I.D. Comparison between broadband ultrasonic attenuation and single photon absorptiometry of the os calcis. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON OSTEOPOROSIS, 1987, Denmark. **Anais...** Denmark, 1987.
61. PRICE, C. 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, 1980.
62. PRICE, W.A. The science of dental Radiol.. **Dental Cosmos**, v. 43, p. 483-503, 1901, apud GARN, S. M. An annotated bibliography on bone densitometry. **Am. J. Clin. Nutrition**, v. 10, p. 59-67, 1962.
63. PRIDIE, R.B. The diagnosis of senile osteoporosis using a new bone density index. **Br. J. Radiol.**, v. 40, p. 251-255, 1967.
64. RAYMAKERS, J.A., HOEKSTRA, O., PUTTEN, J., KERKHOFF, H., DUURSMA, S.A. Fracture prevalence and bone mineral mass in osteoporosis measured with computed tomography and dual energy photon absorptiometry. **Skeletal Radiol**, v. 15, p. 191-197, 1986.
65. RESCH, H., PIETSCHMANN, P., BERNECKER, P., KREXNER, E., WILLVONSEDER, R. Broadband ULtrasound attenuation: A new diagnostic method in osteoporosis. **Am. J. Roentg.**, v. 155, n. 4, p. 825-8, Oct 1990.

66. RIGGS, B.L., WAHNER, H. W. Bone densitometry and clin. decision-making in Osteoporosis. **Ann. Int. Med.**, v. 108, n. 2, p. 293-294, 1988.
67. ROSLING, B., HOLLENDER, L., NYMAN, S., OLSSON, G. A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy. **J. Clin. Periodontol.**, v. 2, p. 211-217, 1975.
68. RUEGSEGG, P., ELSASSER, U., ANLIKER, M., GNEHM, H., KIND, H., PRADER, A. Quantification of bone mineralization using computed tomography. **Radiol.**, v. 121, p. 93-97, 1976.
69. SABATIER, J.P., GUARDIER-SOUQUIERES, G. Osteoporosis: Dual photon absorptiometry in detection of the subjects with high risk of fracture. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON OSTEOPOROSIS, 1987, Denmark. **Anais...** Denmark, 1987.
70. SANTOS-PINTO, R. **Mineralização no processo de reparo em feridas de extração dental em cães. Estudo radiográfico e microscópico.** Araçatuba: UNESP, 1964. 73p. Tese (Livre Docência) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1964.
71. SCHNEIDER, R. Radiologic methods of evaluating generalized osteopenia. **Orthop. Clin. North Am.**, v. 15, n. 4, p. 631-651, 1984.
72. SHUKLA, S.S., LEICHTER, I., KARELLAS, A., CRAVEN, J. D., GREENFIELD, M.A. 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, 1986.
73. SLEMENDA, C.W., JOHNSTON, C.C. Bone Mass Measurement: Which site to measure? **Am. J. Med.**, v. 84, n. 4, p. 643-645, April 1988.
74. STRID, K.G., KÄLEBO, P. Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry. I. Methodology. **Acta Radiol.**, v. 29, n. 4, p. 465-472, 1988.
75. SUOMINEN, H., HEIKKINEN, E., VAINIO, P., LAHTINEN, T. 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, 1984.
76. THUNTHY, K.H., HASHIMOTO, K., WEINBERG, R. Automatic processing: Effects of temperature and time changes on the sensitometric properties of light-sensitive films. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 72, p. 112-8, 1991.

77. TIEDEMAN, J.J., LIPPIELLO, L., CONNOLLY, J.F., STRATES, B. S. Quantitative roentgenographic densitometry for assessing fracture healing. **Clin. Orthop.**, v. 253, p. 279-86, Apr. 1990.
78. TROROGOOD, J., HORNER, K., SMITH, N.J.D. Quality control in the processing of dental radiographs. A practical guide to sensitometry. **Br. Dent. J.**, v. 164, n. 9, p. 282-287, 1988.
79. TROUERBACH, W.T., HOORNSTRA, K., ZWAMBORN, A.W. Microdensitometric analysis of interdental bone structure; the development of a registration method. **Dentomaxillofac. Dental**, v. 13, p. 27-31, 1984.
80. TURNLUND, J., MARGEN, S. Use a spectrophotometer for radiographic photodensitometry of bone. **Calcif. Tissue Int.**, v. 28, p. 103-105, 1979.
81. VOGEL, J. M., ANDERSON, J.T. Rectilinear transmission scanning of irregular bones for quantification of mineral content. **J. N. Med.**, v. 13, n. 1, p. 13-18, 1971.
82. VOGT, F.B., MEHARG, L.S., MACK, P.B. Use of a digital computer in the measurement of roentgenographic bone density. **Computer Measur. Bone Dens.**, v. 105, n. 4, p. 870-876, 1969.
83. WAKER, A.J., ALDROYD, B., MARCO, M. The application of microdosimetry in Clin. bone densitometry using a dual-photon absorptiometer. **Br. J. Radiol.**, v. 65, n. 774, p. 523-527, 1992.
84. WASNICH, R.D., ROSS, P.D., HEILBRUN, L.K., VOGEL, J.M. Selection of the optimal skeletal site for fracture risk prediction. **Clin. Orthop.**, v. 216, p. 262-269, Mar., 1987.
85. WAUD, C.E., LEW, R., BARAN, D.T. The relationship between ultrasound and densitometric measurements of bone mass at calcaneus in women. **Calcif. Tissue Int.**, v. 51, p. 415-418, 1992.
86. WENTWORTH, R.A., KALLFELZ, F.A., HILTZ, F.L., SCHRYVER, H., SHEFFY, B., KROOK, L.P. 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, 1971.
87. ZEELLENBERG, J., van BERKUN, F.N.R., van VEEN, L.C.P., POLS, H.A.P., BIRKENHAGER-FRENKEL, D.H., BIRKENHAGER, J.C. Comparison of single and dual photon absorptiometry (SPA, DPA) and quantitative C.T. densitometry (QCT) in osteoporosis and age-matched controls. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON OSTEOPOROSIS, 1987, Denmark. **Anais...** Denmark, 1987.

88. ZERBINI, C.A.F. Por que o interesse na Osteoporose. **Rev. Paul. Med.**, v. 105, n. 6, p. 299-300, Nov/Dez. 1987.

APÊNDICE

APÊNDICE

Valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros e das peças ósseas de frangos (tabelas de XXIII a XXVI).

TABELA XXIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (dia dois), das peças ósseas de 1 a 20 de frangos e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,00	1										
2	1,0	1,92	2										
3	1,5	1,84	3										
4	2,0	1,78	4										
5	2,5	1,69	5	1,82	1,81	1,81	1,85	1,87	1,85	1,88	1,89	1,88	1,86
6	3,0	1,58	6	1,84	1,84	1,85	1,84	1,85	1,81	1,82	1,84	1,85	1,85
7	3,5	1,49	7	1,72	1,73	1,74	1,77	1,73	1,75	1,74	1,74	1,75	1,79
8	4,0	1,40	8	1,92	1,91	1,95	1,95	1,95	1,95	1,96	1,94	1,92	1,94
9	4,5	1,28	9	1,88	1,85	1,88	1,90	1,94	1,89	1,92	1,96	1,95	1,96
10	5,0	1,19	10	1,91	1,88	1,92	1,89	1,98	1,92	1,93	1,92	1,90	1,93
11	7,0	0,87	11	1,84	1,81	1,81	1,82	1,83	1,83	1,86	1,85	1,90	1,86
12	9,0	0,60	12	1,84	1,84	1,84	1,84	1,85	1,82	1,82	1,83	1,84	1,84
13	11,0	0,45	13	1,91	1,88	1,88	1,89	1,89	1,92	1,93	1,88	1,82	1,86
14	13,0	0,35	14	1,88	1,86	1,85	1,88	1,86	1,88	1,89	1,86	1,82	1,85
15	15,0	0,31	15	1,89	1,87	1,93	1,92	1,95	1,92	1,94	1,90	1,88	1,89
16	17,0	0,29	16	1,92	1,87	1,93	1,87	1,86	1,85	1,88	1,85	1,87	1,87
17	19,0	0,28	17	1,98	1,96	1,94	1,93	1,91	1,92	1,91	1,93	1,88	1,90
18	21,0	0,26	18	1,95	1,88	1,90	1,92	1,94	1,95	1,97	1,95	1,97	1,93
			19	1,89	1,86	1,85	1,84	1,84	1,82	1,85	1,82	1,81	1,83
			20	1,93	1,93	1,89	1,85	1,84	1,87	1,86	1,86	1,86	1,88

TABELA XXIV. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (dia quatro), das peças ósseas de 1 a 20 de frangos e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,50	1										
2	1,0	2,41	2										
3	1,5	2,32	3										
4	2,0	2,27	4										
5	2,5	2,15	5										
6	3,0	2,04	6										
7	3,5	1,95	7										
8	4,0	1,85	8										
9	4,5	1,77	9	2,37	2,35	2,35	2,33	2,37	2,39	2,38	2,40	2,42	2,47
10	5,0	1,68	10	2,39	2,37	2,32	2,36	2,38	2,37	2,37	2,36	2,38	2,36
11	7,0	1,32	11	2,45	2,49	2,49	2,49	2,53	2,55	2,57	2,59	2,59	2,56
12	9,0	1,05	12	2,33	2,32	2,35	2,38	2,37	2,39	2,40	2,42	2,41	2,41
13	11,0	0,84	13	2,40	2,39	2,41	2,45	2,50	2,46	2,47	2,46	2,42	2,47
14	13,0	0,69	14	2,43	2,42	2,40	2,40	2,40	2,41	2,40	2,40	2,37	2,39
15	15,0	0,59	15	2,42	2,45	2,49	2,48	2,49	2,49	2,49	2,48	2,42	2,39
16	17,0	0,53	16	2,44	2,46	2,40	2,39	2,39	2,38	2,35	2,32	2,34	2,38
17	19,0	0,49	17	2,53	2,48	2,52	2,50	2,51	2,51	2,47	2,49	2,44	2,44
18	21,0	0,47	18	2,44	2,45	2,49	2,45	2,47	2,46	2,45	2,44	2,41	2,42
			19	2,40	2,40	2,38	2,37	2,35	2,33	2,37	2,31	2,34	2,35
			20	2,50	2,55	2,50	2,47	2,48	2,47	2,44	2,41	2,42	2,37

TABELA XXV. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (dia sete), das peças ósseas de 1 a 20 de frangos e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,08	1										
2	1,0	2,05	2										
3	1,5	2,00	3										
4	2,0	1,97	4										
5	2,5	1,92	5										
6	3,0	1,86	6										
7	3,5	1,82	7										
8	4,0	1,77	8										
9	4,5	1,72	9										
10	5,0	1,68	10										
11	7,0	1,44	11										
12	9,0	1,22	12										
13	11,0	1,04	13	2,07	2,05	2,10	2,06	2,06	2,07	2,05	2,06	2,05	2,10
14	13,0	0,89	14	2,09	2,05	2,03	2,04	2,04	2,01	2,04	2,08	2,05	2,05
15	15,0	0,77	15	2,09	2,08	2,07	2,04	2,05	2,06	2,05	2,06	2,06	2,07
16	17,0	0,66	16	2,08	2,07	2,03	2,04	2,05	2,02	2,03	2,03	2,05	2,03
17	19,0	0,62	17	2,10	2,09	2,09	2,08	2,05	2,05	2,05	2,04	2,07	2,07
18	21,0	0,56	18	2,04	2,05	2,05	2,05	2,04	2,05	2,05	2,04	2,01	2,02
			19	2,06	2,03	2,01	2,04	2,02	2,02	2,03	2,04	2,04	2,03
			20	2,06	2,09	2,06	2,05	2,05	2,04	2,02	2,03	2,04	2,05

TABELA XXVI. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (dia nove), das peças ósseas de 1 a 20 de frangos e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,60	1										
2	1,0	2,47	2										
3	1,5	2,39	3										
4	2,0	2,31	4										
5	2,5	2,23	5										
6	3,0	2,14	6										
7	3,5	2,04	7										
8	4,0	1,97	8										
9	4,5	1,90	9										
10	5,0	1,84	10										
11	7,0	1,60	11										
12	9,0	1,36	12										
13	11,0	1,20	13										
14	13,0	1,08	14										
15	15,0	0,97	15										
16	17,0	0,91	16										
17	19,0	0,86	17	2,51	2,45	2,46	2,43	2,44	2,41	2,41	2,41	2,38	2,37
18	21,0	0,84	18	2,46	2,45	2,47	2,45	2,43	2,42	2,40	2,36	2,36	2,44
			19	2,47	2,44	2,46	2,45	2,44	2,44	2,39	2,38	2,37	2,40
			20	2,48	2,50	2,49	2,48	2,46	2,46	2,45	2,44	2,43	2,45

Valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros e das peças ósseas de boi (tabelas de XXVIII a XXXI).

TABELA XXVIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (dia sete), das peças ósseas de 1 a 20 do boi e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,98	1										
2	1,0	2,90	2										
3	1,5	2,77	3										
4	2,0	2,66	4										
5	2,5	2,52	5	1,63	1,59	1,57	1,66	1,67	1,58	1,64	1,65	1,63	1,65
6	3,0	2,43	6	1,59	1,60	1,60	1,62	1,63	1,59	1,60	1,63	1,60	1,60
7	3,5	2,34	7	1,78	1,75	1,78	1,77	1,79	1,78	1,79	1,79	1,80	1,79
8	4,0	2,21	8	1,47	1,47	1,47	1,45	1,45	1,48	1,48	1,47	1,47	1,47
9	4,5	2,09	9	1,64	1,68	1,70	1,71	1,67	1,61	1,58	1,68	1,69	1,68
10	5,0	2,00	10	1,71	1,72	1,72	1,71	1,72	1,72	1,72	1,71	1,72	1,72
11	7,0	1,55	11	1,36	1,39	1,40	1,38	1,35	1,38	1,37	1,40	1,38	1,40
12	9,0	1,12	12	1,72	1,71	1,71	1,68	1,70	1,68	1,67	1,68	1,69	1,70
13	11,0	0,82	13	1,89	1,83	1,79	1,84	1,88	1,88	1,84	1,80	1,85	1,87
14	13,0	0,60	14	1,64	1,60	1,58	1,63	1,61	1,64	1,59	1,60	1,62	1,64
15	15,0	0,47	15	1,55	1,51	1,42	1,50	1,53	1,52	1,54	1,54	1,51	1,51
16	17,0	0,39	16	1,40	1,35	1,34	1,39	1,45	1,48	1,41	1,37	1,41	1,35
17	19,0	0,33	17	1,76	1,74	1,69	1,75	1,77	1,70	1,74	1,68	1,74	1,71
18	21,0	0,31	18	2,14	2,18	2,17	2,14	2,11	2,16	2,13	2,18	2,11	2,17
			19	1,39	1,42	1,45	1,43	1,43	1,41	1,45	1,41	1,43	1,45
			20	1,53	1,50	1,48	1,49	1,55	1,52	1,47	1,53	1,48	1,54

TABELA XXIX. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (dia 14), das peças ósseas de 1 a 20 do boi e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,07	1										
2	1,0	1,93	2										
3	1,5	1,82	3										
4	2,0	1,67	4										
5	2,5	1,55	5										
6	3,0	1,41	6										
7	3,5	1,30	7										
8	4,0	1,21	8										
9	4,5	1,11	9	0,82	0,87	0,88	0,83	0,86	0,88	0,89	0,89	0,86	0,86
10	5,0	1,02	10	0,89	0,88	0,88	0,89	0,87	0,88	0,89	0,88	0,86	0,89
11	7,0	0,72	11	0,83	0,82	0,82	0,83	0,83	0,83	0,83	0,83	0,83	0,83
12	9,0	0,52	12	1,00	0,99	1,01	1,00	0,99	0,99	1,00	0,99	0,99	1,00
13	11,0	0,41	13	1,17	1,13	1,09	1,13	1,17	1,11	1,09	1,10	1,12	1,16
14	13,0	0,36	14	0,87	0,85	0,85	0,86	0,86	0,87	0,88	0,87	0,86	0,86
15	15,0	0,33	15	0,81	0,80	0,76	0,76	0,80	0,83	0,81	0,80	0,79	0,81
16	17,0	0,32	16	0,78	0,75	0,74	0,74	0,76	0,77	0,78	0,78	0,75	0,77
17	19,0	0,31	17	0,90	0,88	0,87	0,88	0,90	0,89	0,87	0,89	0,90	0,88
18	21,0	0,31	18	1,25	1,28	1,26	1,28	1,28	1,23	1,22	1,27	1,28	1,25
			19	0,75	0,74	0,76	0,76	0,77	0,74	0,76	0,75	0,76	0,77
			20	0,77	0,74	0,75	0,75	0,74	0,76	0,75	0,75	0,75	0,75

TABELA XXX. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (dia 21), das peças ósseas de 1 a 20 do boi e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas										
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)									
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
1	0,5	2,48	1										
2	1,0	2,43	2										
3	1,5	2,37	3										
4	2,0	2,31	4										
5	2,5	2,26	5										
6	3,0	2,20	6										
7	3,5	2,14	7										
8	4,0	2,07	8										
9	4,5	2,00	9										
10	5,0	1,93	10										
11	7,0	1,64	11										
12	9,0	1,28	12										
13	11,0	0,98	13	2,06	2,01	2,03	2,01	2,04	2,05	2,04	2,02	2,05	2,02
14	13,0	0,73	14	1,94	1,93	1,93	1,92	1,93	1,92	1,93	1,93	1,92	1,92
15	15,0	0,54	15	1,82	1,81	1,80	1,81	1,82	1,83	1,84	1,83	1,82	1,82
16	17,0	0,43	16	1,81	1,80	1,77	1,75	1,75	1,80	1,81	1,82	1,80	1,81
17	19,0	0,35	17	1,92	1,92	1,90	1,89	1,90	1,91	1,92	1,89	1,93	1,91
18	21,0	0,31	18	2,10	2,12	2,12	2,12	2,11	2,11	2,11	2,11	2,13	2,12
			19	1,67	1,66	1,66	1,73	1,70	1,69	1,70	1,75	1,74	1,74
			20	1,81	1,74	1,72	1,74	1,74	1,79	1,76	1,74	1,74	1,75

TABELA XXXI. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (dia 28), das peças ósseas de 1 a 20 do boi e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas											
degrau	esp. (mm)	DOR	peça	DOR (leituras)										
				1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª	
1	0,5	2,03	1											
2	1,0	1,88	2											
3	1,5	1,74	3											
4	2,0	1,58	4											
5	2,5	1,42	5											
6	3,0	1,28	6											
7	3,5	1,19	7											
8	4,0	1,06	8											
9	4,5	0,96	9											
10	5,0	0,85	10											
11	7,0	0,58	11											
12	9,0	0,45	12											
13	11,0	0,38	13											
14	13,0	0,34	14											
15	15,0	0,33	15											
16	17,0	0,32	16											
17	19,0	0,32	17	0,97	0,93	0,91	0,87	0,92	0,98	1,00	0,93	0,94	1,01	
18	21,0	0,32	18	1,25	1,21	1,21	1,27	1,29	1,27	1,22	1,21	1,20	1,24	
			19	0,71	0,68	0,71	0,79	0,73	0,71	0,80	0,78	0,74	0,71	
			20	0,88	0,73	0,71	0,74	0,74	0,87	0,80	0,85	0,91	0,74	

Valores, em densidade óptica, das imagens radiográficas dos penetrômetros, das peças de cães e das chapas de alumínio (tabelas de XXXIII a LXV).

TABELA XXXIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas do grupo I dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	2,24	1ª	1,77	2,13	1,90	1,97	1,86	2,03	1,97	2,06	
2	1,0	2,09	2ª	1,75	2,14	1,89	1,95	1,85	2,01	1,96	2,04	
3	1,5	1,95	3ª	1,72	2,16	1,90	1,93	1,86	1,96	1,96	2,06	
4	2,0	1,83	4ª	1,75	2,14	1,90	1,94	1,84	1,96	1,99	2,05	
5	2,5	1,69	5ª	1,74	2,15	1,88	1,93	1,87	1,96	1,99	2,03	
6	3,0	1,58	6ª	1,72	2,13	1,86	1,96	1,86	1,96	1,97	2,04	
7	3,5	1,48	7ª	1,72	2,14	1,86	1,95	1,88	1,95	1,96	2,03	
8	4,0	1,38	8ª	1,71	2,13	1,87	1,95	1,88	1,95	1,97	2,05	
9	4,5	1,27	9ª	1,73	2,14	1,90	1,92	1,84	1,97	2,00	2,05	
10	5,0	1,17	10ª	1,73	2,10	1,89	1,94	1,85	1,96	1,96	2,06	
11	7,0	0,85										
12	9,0	0,61										
			regiões das chapas de alumínio									
			leitura	A	B	C	D					
14	13,0	0,35	1ª	1,57	1,55	1,55	1,56					
15	15,0	0,29	2ª	1,57	1,56	1,54	1,56					
16	17,0	0,27	3ª	1,54	1,56	1,56	1,56					
17	19,0	0,25	4ª	1,54	1,56	1,54	1,56					
18	21,0	0,24	5ª	1,55	1,55	1,55	1,55					

TABELA XXXIV. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas do grupo II dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,98	1ª	1,61	1,51	1,43	1,37	1,57	1,65	1,62	1,61
2	1,0	1,83	2ª	1,59	1,52	1,44	1,38	1,56	1,67	1,62	1,63
3	1,5	1,69	3ª	1,59	1,52	1,44	1,39	1,56	1,68	1,63	1,61
4	2,0	1,57	4ª	1,59	1,54	1,40	1,39	1,57	1,69	1,62	1,64
5	2,5	1,44	5ª	1,62	1,54	1,40	1,39	1,60	1,69	1,62	1,63
6	3,0	1,33	6ª	1,62	1,54	1,42	1,40	1,54	1,69	1,63	1,63
7	3,5	1,23	7ª	1,59	1,54	1,43	1,39	1,56	1,69	1,63	1,60
8	4,0	1,13	8ª	1,60	1,53	1,44	1,39	1,57	1,67	1,64	1,64
9	4,5	1,03	9ª	1,59	1,54	1,45	1,39	1,58	1,65	1,62	1,62
10	5,0	0,95	10ª	1,60	1,52	1,44	1,38	1,57	1,68	1,63	1,62
11	7,0	0,67									
12	9,0	0,47	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,36	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,30	1ª	1,32	1,33	1,33	1,33				
15	15,0	0,28	2ª	1,33	1,34	1,32	1,34				
16	17,0	0,26	3ª	1,33	1,34	1,33	1,34				
17	19,0	0,26	4ª	1,32	1,33	1,33	1,33				
18	21,0	0,25	5ª	1,33	1,33	1,32	1,33				

TABELA XXXV. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas do grupo II dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
				1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura									
1	0,5	1,57	1ª	1,36	1,34	1,28	1,17	1,33	1,43	1,47	1,41	
2	1,0	1,47	2ª	1,39	1,32	1,29	1,18	1,34	1,44	1,47	1,44	
3	1,5	1,36	3ª	1,40	1,33	1,29	1,19	1,37	1,45	1,49	1,43	
4	2,0	1,26	4ª	1,37	1,34	1,28	1,18	1,39	1,42	1,48	1,41	
5	2,5	1,16	5ª	1,37	1,32	1,29	1,17	1,35	1,42	1,48	1,41	
6	3,0	1,06	6ª	1,39	1,34	1,25	1,15	1,34	1,41	1,51	1,44	
7	3,5	0,97	7ª	1,37	1,35	1,24	1,17	1,34	1,43	1,48	1,40	
8	4,0	0,89	8ª	1,39	1,35	1,24	1,17	1,36	1,43	1,47	1,39	
9	4,5	0,81	9ª	1,41	1,34	1,25	1,17	1,34	1,45	1,49	1,41	
10	5,0	0,74	10ª	1,38	1,33	1,29	1,18	1,36	1,43	1,48	1,42	
11	7,0	0,51										
12	9,0	0,38										
				regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D					
14	13,0	0,28	1ª	1,02	1,03	1,04	1,05					
15	15,0	0,27	2ª	1,02	1,04	1,04	1,05					
16	17,0	0,26	3ª	1,03	1,04	1,04	1,05					
17	19,0	0,26	4ª	1,03	1,04	1,05	1,05					
18	21,0	0,26	5ª	1,02	1,04	1,05	1,04					

TABELA XXXVI. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 48), das peças ósseas do grupo II dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,92	1ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,39	1,54	1,54	1,64
2	1,0	1,78	2ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,41	1,54	1,55	1,63
3	1,5	1,67	3ª	1,39	1,66	1,44	1,55	1,39	1,54	1,57	1,65
4	2,0	1,55	4ª	1,40	1,66	1,47	1,53	1,37	1,53	1,55	1,64
5	2,5	1,45	5ª	1,41	1,66	1,41	1,52	1,37	1,55	1,53	1,64
6	3,0	1,34	6ª	1,39	1,66	1,45	1,54	1,37	1,54	1,53	1,62
7	3,5	1,24	7ª	1,39	1,66	1,45	1,56	1,36	1,54	1,53	1,62
8	4,0	1,16	8ª	1,41	1,64	1,46	1,56	1,37	1,53	1,56	1,63
9	4,5	1,06	9ª	1,38	1,65	1,46	1,55	1,37	1,54	1,53	1,64
10	5,0	0,98	10ª	1,41	1,65	1,45	1,54	1,38	1,55	1,55	1,63
11	7,0	0,71									
12	9,0	0,50									
			regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,31	1ª	1,33	1,34	1,33	1,33				
15	15,0	0,27	2ª	1,31	1,35	1,33	1,33				
16	17,0	0,25	3ª	1,32	1,34	1,32	1,33				
17	19,0	0,25	4ª	1,31	1,33	1,32	1,33				
18	21,0	0,24	5ª	1,33	1,34	1,33	1,34				

TABELA XXXVII. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,34	1ª	0,97	0,95	1,03	1,14	0,96	1,04	0,89	1,02	
2	1,0	1,23	2ª	0,97	0,95	1,02	1,14	0,94	1,05	0,91	1,01	
3	1,5	1,12	3ª	0,97	0,96	1,00	1,15	0,98	1,03	0,91	0,99	
4	2,0	1,03	4ª	0,99	0,96	0,99	1,14	0,97	1,04	0,91	0,97	
5	2,5	0,93	5ª	0,98	0,97	1,00	1,15	0,97	1,05	0,90	0,97	
6	3,0	0,85	6ª	0,97	0,97	0,99	1,14	0,98	1,06	0,90	0,95	
7	3,5	0,78	7ª	0,98	0,97	0,99	1,13	0,98	1,05	0,90	0,96	
8	4,0	0,71	8ª	0,99	0,98	1,01	1,13	0,98	1,05	0,89	0,95	
9	4,5	0,64	9ª	0,98	0,97	0,98	1,14	0,98	1,06	0,92	0,96	
10	5,0	0,59	10ª	0,98	0,97	1,02	1,15	0,97	1,03	0,89	1,00	
11	7,0	0,42										
12	9,0	0,33	regiões das chapas de alumínio									
13	11,0	0,28	leitura	A		B		C		D		
14	13,0	0,26	1ª	0,82		0,84		0,84		0,84		
15	15,0	0,25	2ª	0,84		0,84		0,83		0,84		
16	17,0	0,24	3ª	0,83		0,84		0,83		0,84		
17	19,0	0,24	4ª	0,83		0,85		0,83		0,84		
18	21,0	0,24	5ª	0,83		0,84		0,84		0,83		

TABELA XXXVIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,49	1ª	1,19	1,18	1,21	1,34	1,18	1,31	1,12	1,21	
2	1,0	1,39	2ª	1,18	1,17	1,22	1,34	1,16	1,30	1,14	1,20	
3	1,5	1,28	3ª	1,20	1,18	1,22	1,37	1,22	1,27	1,14	1,21	
4	2,0	1,18	4ª	1,19	1,18	1,25	1,37	1,19	1,26	1,16	1,22	
5	2,5	1,08	5ª	1,20	1,19	1,24	1,36	1,20	1,27	1,12	1,22	
6	3,0	1,00	6ª	1,18	1,21	1,27	1,37	1,20	1,28	1,13	1,21	
7	3,5	0,92	7ª	1,19	1,22	1,27	1,35	1,19	1,30	1,11	1,23	
8	4,0	0,84	8ª	1,19	1,20	1,23	1,37	1,19	1,31	1,14	1,22	
9	4,5	0,78	9ª	1,20	1,18	1,22	1,35	1,18	1,26	1,14	1,20	
10	5,0	0,71	10ª	1,21	1,17	1,20	1,34	1,20	1,27	1,11	1,20	
11	7,0	0,51										
12	9,0	0,38	regiões das chapas de alumínio									
13	11,0	0,31	leitura	A		B		C		D		
14	13,0	0,28	1ª	0,97		0,98		0,99		0,98		
15	15,0	0,26	2ª	0,97		0,98		0,98		0,98		
16	17,0	0,25	3ª	0,98		0,98		0,98		0,99		
17	19,0	0,24	4ª	0,97		0,98		0,99		0,98		
18	21,0	0,24	5ª	0,98		0,98		0,98		0,99		

TABELA XXXIX. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,47	1ª	1,27	1,25	1,38	1,43	1,25	1,37	1,28	1,33	
2	1,0	1,37	2ª	1,26	1,23	1,33	1,42	1,23	1,35	1,25	1,32	
3	1,5	1,27	3ª	1,27	1,22	1,32	1,42	1,27	1,33	1,25	1,27	
4	2,0	1,17	4ª	1,31	1,21	1,32	1,42	1,24	1,30	1,26	1,25	
5	2,5	1,08	5ª	1,29	1,22	1,33	1,45	1,22	1,30	1,25	1,25	
6	3,0	0,99	6ª	1,31	1,21	1,38	1,46	1,21	1,32	1,28	1,28	
7	3,5	0,91	7ª	1,27	1,22	1,35	1,45	1,24	1,30	1,26	1,27	
8	4,0	0,84	8ª	1,28	1,23	1,38	1,42	1,25	1,32	1,24	1,24	
9	4,5	0,76	9ª	1,27	1,23	1,32	1,41	1,24	1,36	1,25	1,29	
10	5,0	0,70	10ª	1,26	1,22	1,34	1,43	1,26	1,31	1,24	1,31	
11	7,0	0,50										
12	9,0	0,38	regiões das chapas de alumínio									
13	11,0	0,31	leitura	A	B	C	D					
14	13,0	0,28	1ª	0,96	0,96	0,96	0,98					
15	15,0	0,26	2ª	0,96	0,96	0,96	0,97					
16	17,0	0,25	3ª	0,96	0,96	0,96	0,97					
17	19,0	0,25	4ª	0,97	0,96	0,96	0,97					
18	21,0	0,25	5ª	0,96	0,96	0,96	0,97					

TABELA XL. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 36), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,51	1ª	1,45	1,33	1,46	1,57	1,34	1,47	1,32	1,35	
2	1,0	1,41	2ª	1,48	1,32	1,45	1,58	1,33	1,43	1,32	1,39	
3	1,5	1,29	3ª	1,47	1,30	1,48	1,58	1,36	1,41	1,32	1,41	
4	2,0	1,18	4ª	1,47	1,29	1,49	1,59	1,30	1,38	1,32	1,37	
5	2,5	1,08	5ª	1,48	1,29	1,48	1,59	1,29	1,38	1,33	1,36	
6	3,0	0,99	6ª	1,50	1,29	1,49	1,58	1,34	1,41	1,30	1,38	
7	3,5	0,90	7ª	1,45	1,30	1,46	1,58	1,33	1,45	1,31	1,38	
8	4,0	0,83	8ª	1,47	1,28	1,53	1,57	1,34	1,38	1,32	1,35	
9	4,5	0,77	9ª	1,49	1,30	1,46	1,58	1,33	1,42	1,29	1,38	
10	5,0	0,71	10ª	1,44	1,31	1,47	1,58	1,36	1,46	1,31	1,38	
11	7,0	0,52										
12	9,0	0,40	regiões das chapas de alumínio									
13	11,0	0,34	leitura	A	B	C	D					
14	13,0	0,30	1ª	0,97	0,96	0,96	0,96					
15	15,0	0,28	2ª	0,97	0,97	0,96	0,96					
16	17,0	0,27	3ª	0,97	0,96	0,96	0,96					
17	19,0	0,26	4ª	0,97	0,96	0,96	0,96					
18	21,0	0,26	5ª	0,97	0,96	0,96	0,96					

TABELA XLI. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (hora 48), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,31	1ª	1,35	1,18	1,33	1,39	1,26	1,34	1,36	1,36
2	1,0	1,20	2ª	1,35	1,18	1,31	1,38	1,25	1,29	1,34	1,36
3	1,5	1,10	3ª	1,36	1,17	1,31	1,39	1,23	1,26	1,33	1,39
4	2,0	1,00	4ª	1,34	1,17	1,33	1,40	1,27	1,23	1,36	1,37
5	2,5	0,91	5ª	1,33	1,18	1,34	1,38	1,25	1,25	1,35	1,31
6	3,0	0,83	6ª	1,34	1,19	1,30	1,38	1,25	1,26	1,34	1,39
7	3,5	0,75	7ª	1,36	1,19	1,31	1,39	1,21	1,33	1,35	1,38
8	4,0	0,68	8ª	1,35	1,17	1,33	1,38	1,25	1,26	1,35	1,41
9	4,5	0,62	9ª	1,35	1,18	1,31	1,38	1,25	1,28	1,32	1,37
10	5,0	0,57	10ª	1,33	1,18	1,30	1,39	1,26	1,24	1,32	1,38
11	7,0	0,42									
12	9,0	0,33	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,29	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,27	1ª	0,80	0,80	0,81	0,81				
15	15,0	0,26	2ª	0,81	0,80	0,81	0,81				
16	17,0	0,26	3ª	0,81	0,81	0,81	0,81				
17	19,0	0,25	4ª	0,80	0,80	0,81	0,81				
18	21,0	0,24	5ª	0,80	0,80	0,81	0,81				

TABELA XLII. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,40	1ª	1,05	0,98	1,14	1,20	0,96	1,12	1,03	0,96
2	1,0	1,29	2ª	1,06	0,99	1,15	1,18	0,95	1,12	1,00	0,94
3	1,5	1,18	3ª	1,08	1,01	1,14	1,18	0,92	1,11	1,02	0,98
4	2,0	1,09	4ª	1,08	1,00	1,12	1,17	0,90	1,08	1,03	0,95
5	2,5	1,00	5ª	1,08	1,02	1,12	1,17	0,90	1,08	1,02	0,94
6	3,0	0,92	6ª	1,09	1,04	1,12	1,15	0,90	1,05	1,02	0,94
7	3,5	0,84	7ª	1,09	1,05	1,11	1,15	0,90	1,08	0,97	0,94
8	4,0	0,77	8ª	1,07	1,01	1,12	1,18	0,92	1,07	1,03	0,95
9	4,5	0,71	9ª	1,06	1,00	1,15	1,21	0,95	1,10	1,01	0,98
10	5,0	0,65	10ª	1,07	1,01	1,13	1,18	0,93	1,12	1,02	0,93
11	7,0	0,48									
12	9,0	0,38	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,33	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,30	1ª	0,89		0,90		0,90		0,89	
15	15,0	0,28	2ª	0,89		0,90		0,90		0,89	
16	17,0	0,28	3ª	0,89		0,89		0,90		0,90	
17	19,0	0,27	4ª	0,89		0,89		0,89		0,89	
18	21,0	0,27	5ª	0,89		0,90		0,89		0,90	

TABELA XLIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,64	1ª	1,40	1,30	1,47	1,48	1,33	1,43	1,31	1,26
2	1,0	1,53	2ª	1,40	1,31	1,46	1,47	1,32	1,41	1,32	1,26
3	1,5	1,42	3ª	1,40	1,30	1,47	1,48	1,33	1,44	1,30	1,24
4	2,0	1,33	4ª	1,40	1,30	1,47	1,50	1,32	1,48	1,28	1,24
5	2,5	1,23	5ª	1,43	1,32	1,48	1,52	1,34	1,48	1,27	1,23
6	3,0	1,14	6ª	1,39	1,35	1,47	1,48	1,34	1,44	1,26	1,22
7	3,5	1,07	7ª	1,40	1,29	1,47	1,47	1,35	1,41	1,29	1,24
8	4,0	0,99	8ª	1,40	1,31	1,47	1,48	1,32	1,45	1,33	1,26
9	4,5	0,92	9ª	1,40	1,30	1,47	1,49	1,31	1,48	1,28	1,28
10	5,0	0,85	10ª	1,40	1,30	1,47	1,47	1,36	1,43	1,30	1,25
11	7,0	0,63									
12	9,0	0,48	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,39	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,34	1ª	1,13	1,12	1,15	1,12				
15	15,0	0,31	2ª	1,13	1,12	1,14	1,12				
16	17,0	0,28	3ª	1,14	1,13	1,15	1,12				
17	19,0	0,28	4ª	1,13	1,13	1,15	1,12				
18	21,0	0,27	5ª	1,14	1,13	1,15	1,12				

TABELA XLIV. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,46	1ª	1,33	1,19	1,41	1,43	1,23	1,32	1,18	1,19
2	1,0	1,36	2ª	1,34	1,20	1,42	1,42	1,21	1,32	1,18	1,18
3	1,5	1,28	3ª	1,33	1,25	1,42	1,42	1,19	1,33	1,21	1,19
4	2,0	1,20	4ª	1,32	1,23	1,42	1,41	1,19	1,31	1,20	1,17
5	2,5	1,10	5ª	1,31	1,19	1,44	1,44	1,20	1,31	1,18	1,18
6	3,0	1,03	6ª	1,30	1,20	1,42	1,43	1,20	1,32	1,16	1,17
7	3,5	0,96	7ª	1,32	1,19	1,41	1,42	1,21	1,31	1,15	1,16
8	4,0	0,89	8ª	1,33	1,19	1,39	1,42	1,20	1,31	1,19	1,17
9	4,5	0,82	9ª	1,32	1,20	1,41	1,43	1,19	1,31	1,19	1,21
10	5,0	0,76	10ª	1,32	1,18	1,39	1,45	1,23	1,31	1,20	1,20
11	7,0	0,57									
12	9,0	0,44	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,36	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,32	1ª	0,99		1,01		1,00		1,02	
15	15,0	0,29	2ª	1,00		1,01		1,01		1,03	
16	17,0	0,28	3ª	0,99		1,01		1,00		1,03	
17	19,0	0,27	4ª	0,99		1,01		1,00		1,03	
18	21,0	0,26	5ª	1,00		1,01		1,00		1,03	

TABELA XLV. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 36), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo III dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,58	1ª	1,58	1,30	1,56	1,67	1,31	1,48	1,37	1,30
2	1,0	1,47	2ª	1,58	1,32	1,55	1,66	1,32	1,46	1,37	1,31
3	1,5	1,36	3ª	1,57	1,32	1,58	1,66	1,35	1,46	1,35	1,35
4	2,0	1,26	4ª	1,58	1,34	1,56	1,65	1,35	1,46	1,33	1,32
5	2,5	1,17	5ª	1,58	1,33	1,57	1,67	1,30	1,47	1,32	1,32
6	3,0	1,09	6ª	1,57	1,31	1,57	1,67	1,33	1,50	1,34	1,30
7	3,5	1,01	7ª	1,58	1,30	1,58	1,67	1,33	1,50	1,36	1,31
8	4,0	0,95	8ª	1,58	1,28	1,58	1,66	1,34	1,48	1,37	1,29
9	4,5	0,89	9ª	1,57	1,28	1,58	1,66	1,30	1,47	1,36	1,29
10	5,0	0,84	10ª	1,58	1,29	1,56	1,67	1,33	1,48	1,35	1,31
11	7,0	0,66									
12	9,0	0,54	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,47	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,43	1ª	1,08	1,08	1,07	1,08				
15	15,0	0,40	2ª	1,07	1,07	1,08	1,08				
16	17,0	0,38	3ª	1,08	1,08	1,07	1,08				
17	19,0	0,36	4ª	1,07	1,07	1,07	1,08				
18	21,0	0,34	5ª	1,07	1,08	1,07	1,08				

TABELA XLVI. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,56	1ª	1,23	1,27	1,22	1,31	1,31	1,35	1,33	1,42
2	1,0	1,47	2ª	1,23	1,28	1,20	1,32	1,29	1,36	1,32	1,41
3	1,5	1,38	3ª	1,24	1,30	1,21	1,34	1,29	1,36	1,33	1,42
4	2,0	1,32	4ª	1,20	1,30	1,21	1,35	1,30	1,37	1,31	1,40
5	2,5	1,25	5ª	1,21	1,30	1,21	1,35	1,30	1,36	1,32	1,40
6	3,0	1,18	6ª	1,21	1,31	1,20	1,34	1,30	1,37	1,31	1,41
7	3,5	1,10	7ª	1,20	1,32	1,20	1,34	1,29	1,36	1,32	1,42
8	4,0	1,05	8ª	1,21	1,32	1,21	1,32	1,32	1,37	1,33	1,41
9	4,5	0,99	9ª	1,20	1,32	1,20	1,36	1,30	1,37	1,33	1,42
10	5,0	0,94	10ª	1,23	1,29	1,21	1,33	1,29	1,37	1,33	1,43
11	7,0	0,73									
12	9,0	0,55	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,44	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,37	1ª	1,15	1,16	1,15	1,18				
15	15,0	0,32	2ª	1,14	1,16	1,15	1,18				
16	17,0	0,29	3ª	1,14	1,17	1,16	1,18				
17	19,0	0,26	4ª	1,14	1,16	1,15	1,18				
18	21,0	0,25	5ª	1,15	1,17	1,15	1,17				

TABELA XLVII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 6), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas									
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)									
			1	2	3	4	5	6	7	8		
			leitura									
1	0,5	1,98	1ª	1,65	1,80	1,66	1,80	1,80	1,84	1,79	1,89	
2	1,0	1,92	2ª	1,66	1,79	1,65	1,81	1,81	1,83	1,79	1,88	
3	1,5	1,83	3ª	1,68	1,79	1,67	1,81	1,80	1,84	1,79	1,89	
4	2,0	1,75	4ª	1,69	1,77	1,67	1,83	1,79	1,84	1,78	1,89	
5	2,5	1,66	5ª	1,65	1,77	1,66	1,83	1,80	1,85	1,76	1,91	
6	3,0	1,59	6ª	1,66	1,81	1,67	1,84	1,82	1,84	1,78	1,90	
7	3,5	1,52	7ª	1,65	1,81	1,67	1,83	1,82	1,83	1,79	1,89	
8	4,0	1,46	8ª	1,66	1,83	1,67	1,80	1,80	1,85	1,80	1,88	
9	4,5	1,40	9ª	1,66	1,84	1,65	1,82	1,80	1,84	1,78	1,90	
10	5,0	1,33	10ª	1,66	1,81	1,66	1,81	1,82	1,85	1,79	1,90	
11	7,0											
12	9,0	0,86	regiões das chapas de alumínio									
13	11,0	0,68	leitura	A		B		C		D		
14	13,0	0,53	1ª	1,59		1,60		1,61		1,63		
15	15,0	0,42	2ª	1,59		1,60		1,61		1,64		
16	17,0	0,35	3ª	1,60		1,60		1,61		1,64		
17	19,0	0,30	4ª	1,59		1,60		1,62		1,63		
18	21,0	0,27	5ª	1,59		1,60		1,62		1,63		

TABELA XLVIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,74	1ª	1,51	1,50	1,50	1,63	1,58	1,58	1,61	1,73
2	1,0	1,67	2ª	1,51	1,51	1,48	1,65	1,55	1,59	1,61	1,71
3	1,5	1,59	3ª	1,51	1,52	1,49	1,63	1,54	1,59	1,62	1,72
4	2,0	1,51	4ª	1,50	1,54	1,48	1,62	1,54	1,60	1,62	1,74
5	2,5	1,44	5ª	1,50	1,54	1,48	1,61	1,53	1,59	1,62	1,72
6	3,0	1,36	6ª	1,52	1,56	1,49	1,59	1,51	1,58	1,61	1,73
7	3,5	1,29	7ª	1,53	1,55	1,48	1,59	1,53	1,59	1,60	1,72
8	4,0	1,22	8ª	1,54	1,55	1,49	1,63	1,53	1,59	1,62	1,73
9	4,5	1,16	9ª	1,54	1,55	1,48	1,64	1,55	1,58	1,62	1,72
10	5,0	1,09	10ª	1,52	1,52	1,49	1,60	1,52	1,59	1,61	1,73
11	7,0	0,86									
12	9,0	0,66									
13	11,0	0,51	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,42	1ª	1,36	1,39	1,35	1,44				
15	15,0	0,36	2ª	1,36	1,39	1,34	1,44				
16	17,0	0,31	3ª	1,36	1,40	1,34	1,45				
17	19,0	0,28	4ª	1,36	1,39	1,35	1,45				
18	21,0	0,26	5ª	1,35	1,39	1,34	1,44				

TABELA XLIX. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 18), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,64	1ª	1,26	1,53	1,36	1,50	1,41	1,53	1,43	1,51
2	1,0	1,54	2ª	1,29	1,53	1,33	1,52	1,42	1,50	1,45	1,51
3	1,5	1,44	3ª	1,27	1,51	1,31	1,50	1,42	1,52	1,45	1,53
4	2,0	1,35	4ª	1,27	1,49	1,33	1,50	1,41	1,51	1,44	1,54
5	2,5	1,27	5ª	1,30	1,47	1,32	1,48	1,45	1,51	1,44	1,51
6	3,0	1,18	6ª	1,31	1,44	1,29	1,46	1,44	1,51	1,43	1,52
7	3,5	1,10	7ª	1,27	1,44	1,33	1,46	1,43	1,51	1,43	1,53
8	4,0	1,02	8ª	1,27	1,44	1,32	1,49	1,41	1,53	1,44	1,53
9	4,5	0,96	9ª	1,29	1,48	1,30	1,50	1,42	1,51	1,43	1,52
10	5,0	0,89	10ª	1,27	1,52	1,33	1,52	1,41	1,51	1,43	1,51
11	7,0	0,66									
12	9,0	0,49	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,39	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,33	1ª	1,15	1,18	1,15	1,17				
15	15,0	0,29	2ª	1,15	1,17	1,16	1,16				
16	17,0	0,26	3ª	1,15	1,10	1,16	1,16				
17	19,0	0,25	4ª	1,15	1,17	1,15	1,16				
18	21,0	0,24	5ª	1,15	1,17	1,15	1,15				

TABELA L. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas (de 1 a 8), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,60	1ª	1,35	1,55	1,35	1,51	1,46	1,53	1,47	1,54
2	1,0	1,52	2ª	1,36	1,55	1,34	1,50	1,44	1,54	1,47	1,53
3	1,5	1,43	3ª	1,35	1,52	1,34	1,46	1,44	1,55	1,47	1,54
4	2,0	1,33	4ª	1,36	1,50	1,35	1,44	1,48	1,59	1,50	1,54
5	2,5	1,25	5ª	1,38	1,50	1,36	1,50	1,46	1,53	1,47	1,54
6	3,0	1,17	6ª	1,39	1,49	1,34	1,52	1,46	1,56	1,47	1,54
7	3,5	1,10	7ª	1,36	1,48	1,33	1,50	1,45	1,56	1,48	1,54
8	4,0	1,03	8ª	1,36	1,48	1,32	1,52	1,46	1,52	1,51	1,54
9	4,5	0,97	9ª	1,35	1,54	1,34	1,51	1,46	1,54	1,47	1,57
10	5,0	0,92	10ª	1,38	1,52	1,34	1,45	1,44	1,53	1,47	1,54
11	7,0	0,68									
12	9,0	0,50									
			regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,32	1ª	1,14		1,15		1,17		1,17	
15	15,0	0,29	2ª	1,14		1,16		1,17		1,17	
16	17,0	0,26	3ª	1,14		1,15		1,17		1,18	
17	19,0	0,24	4ª	1,14		1,15		1,17		1,17	
18	21,0	0,23	5ª	1,15		1,15		1,17		1,18	

TABELA LI. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,49	1ª	1,08	1,17	1,05	1,16	1,25	1,21	1,19	1,27
2	1,0	1,35	2ª	1,08	1,15	1,10	1,21	1,23	1,24	1,20	1,27
3	1,5	1,21	3ª	1,10	1,17	1,13	1,18	1,19	1,20	1,20	1,28
4	2,0	1,09	4ª	1,11	1,17	1,12	1,17	1,17	1,22	1,16	1,25
5	2,5	0,97	5ª	1,10	1,18	1,14	1,19	1,17	1,17	1,18	1,24
6	3,0	0,88	6ª	1,12	1,19	1,17	1,21	1,14	1,20	1,15	1,23
7	3,5	0,79	7ª	1,14	1,21	1,18	1,26	1,13	1,18	1,11	1,18
8	4,0	0,70	8ª	1,17	1,22	1,17	1,26	1,12	1,17	1,11	1,20
9	4,5	0,63	9ª	1,10	1,21	1,15	1,24	1,15	1,22	1,06	1,22
10	5,0	0,55	10ª	1,12	1,16	1,18	1,25	1,19	1,23	1,08	1,22
11	7,0	0,37									
12	9,0	0,29									
13	11,0	0,27									
			regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,26	1ª	0,86	0,87	0,88	0,88				
15	15,0	0,25	2ª	0,86	0,87	0,88	0,88				
16	17,0	0,25	3ª	0,86	0,88	0,88	0,88				
17	19,0	0,24	4ª	0,85	0,87	0,88	0,88				
18	21,0	0,24	5ª	0,86	0,87	0,88	0,88				

TABELA LII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 6), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,98	1ª	1,73	1,75	1,64	1,80	1,85	1,78	1,78	1,81
2	1,0	1,87	2ª	1,72	1,73	1,67	1,80	1,81	1,78	1,80	1,81
3	1,5	1,76	3ª	1,74	1,75	1,71	1,77	1,80	1,79	1,80	1,81
4	2,0	1,66	4ª	1,75	1,74	1,72	1,75	1,79	1,78	1,77	1,79
5	2,5	1,56	5ª	1,74	1,74	1,72	1,75	1,77	1,77	1,74	1,78
6	3,0	1,49	6ª	1,73	1,76	1,75	1,76	1,76	1,75	1,72	1,79
7	3,5	1,41	7ª	1,74	1,78	1,74	1,77	1,75	1,75	1,69	1,77
8	4,0	1,34	8ª	1,74	1,77	1,74	1,79	1,75	1,75	1,68	1,80
9	4,5	1,29	9ª	1,78	1,78	1,75	1,79	1,78	1,78	1,72	1,77
10	5,0	1,24	10ª	1,74	1,78	1,74	1,81	1,82	1,79	1,78	1,84
11	7,0	1,09									
12	9,0	0,99									
13	11,0	0,93	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,89	1ª	1,47		1,44		1,49		1,46	
15	15,0	0,85	2ª	1,49		1,44		1,48		1,47	
16	17,0	0,83	3ª	1,48		1,44		1,47		1,46	
17	19,0	0,82	4ª	1,48		1,45		1,49		1,47	
18	21,0	0,80	5ª	1,49		1,45		1,48		1,46	

TABELA LIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	2,06	1ª	1,74	1,77	1,77	1,88	1,79	1,82	1,86	1,88
2	1,0	1,89	2ª	1,72	1,75	1,67	1,90	1,78	1,85	1,87	1,91
3	1,5	1,73	3ª	1,70	1,71	1,72	1,87	1,82	1,83	1,85	1,88
4	2,0	1,58	4ª	1,73	1,73	1,76	1,92	1,79	1,85	1,83	1,90
5	2,5	1,44	5ª	1,75	1,74	1,74	1,89	1,78	1,85	1,77	1,89
6	3,0	1,31	6ª	1,70	1,77	1,77	1,86	1,84	1,80	1,76	1,86
7	3,5	1,20	7ª	1,69	1,76	1,81	1,87	1,82	1,80	1,75	1,90
8	4,0	1,08	8ª	1,74	1,80	1,82	1,84	1,82	1,79	1,71	1,90
9	4,5	0,97	9ª	1,80	1,80	1,80	1,87	1,77	1,83	1,81	1,93
10	5,0	0,87	10ª	1,70	1,78	1,77	1,87	1,83	1,85	1,76	1,88
11	7,0	0,55									
12	9,0	0,36	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,28	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,24	1ª	1,27	1,27	1,28	1,31				
15	15,0	0,23	2ª	1,27	1,29	1,28	1,30				
16	17,0	0,22	3ª	1,28	1,29	1,29	1,30				
17	19,0	0,22	4ª	1,26	1,27	1,28	1,30				
18	21,0	0,22	5ª	1,27	1,29	1,28	1,30				

TABELA LIV. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 18), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas							
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)							
			9	10	11	12	13	14	15	16
			leitura							
1	0,5	1,65	1ª	1,37	1,52	1,33	1,54	1,54	1,43	1,52
2	1,0	1,49	2ª	1,33	1,52	1,41	1,54	1,53	1,46	1,53
3	1,5	1,34	3ª	1,37	1,51	1,39	1,56	1,50	1,46	1,52
4	2,0	1,20	4ª	1,34	1,41	1,40	1,52	1,47	1,43	1,53
5	2,5	1,07	5ª	1,33	1,36	1,42	1,47	1,43	1,44	1,50
6	3,0	0,95	6ª	1,33	1,34	1,49	1,48	1,43	1,50	1,48
7	3,5	0,84	7ª	1,36	1,33	1,48	1,45	1,39	1,51	1,43
8	4,0	0,73	8ª	1,36	1,35	1,43	1,52	1,40	1,51	1,43
9	4,5	0,64	9ª	1,36	1,36	1,49	1,53	1,38	1,43	1,37
10	5,0	0,55	10ª	1,33	1,38	1,45	1,46	1,42	1,48	1,40
11	7,0	0,34								
12	9,0	0,26								
13	11,0	0,23	regiões das chapas de alumínio							
			leitura	A	B	C	D			
14	13,0	0,22	1ª	0,90	0,90	0,91	0,91			
15	15,0	0,21	2ª	0,90	0,89	0,91	0,92			
16	17,0	0,21	3ª	0,90	0,89	0,91	0,92			
17	19,0	0,21	4ª	0,90	0,89	0,91	0,92			
18	21,0	0,21	5ª	0,90	0,90	0,91	0,92			

TABELA LV. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas (de 9 a 16), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			9	10	11	12	13	14	15	16	
			leitura								
1	0,5	1,46	1ª	1,26	1,32	1,23	1,48	1,46	1,45	1,24	1,40
2	1,0	1,30	2ª	1,25	1,32	1,28	1,48	1,46	1,46	1,28	1,40
3	1,5	1,15	3ª	1,25	1,30	1,28	1,47	1,46	1,39	1,27	1,43
4	2,0	1,02	4ª	1,25	1,30	1,32	1,42	1,41	1,38	1,28	1,44
5	2,5	0,89	5ª	1,25	1,33	1,37	1,41	1,33	1,39	1,35	1,43
6	3,0	0,78	6ª	1,22	1,34	1,37	1,41	1,30	1,39	1,38	1,43
7	3,5	0,67	7ª	1,27	1,38	1,36	1,46	1,31	1,35	1,30	1,48
8	4,0	0,58	8ª	1,32	1,38	1,42	1,42	1,32	1,42	1,37	1,46
9	4,5	0,50	9ª	1,33	1,33	1,29	1,44	1,45	1,37	1,41	1,42
10	5,0	0,43	10ª	1,23	1,32	1,37	1,46	1,31	1,37	1,26	1,39
11	7,0	0,29									
12	9,0	0,23	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,21	leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,20	1ª	0,76	0,75	0,77	0,77				
15	15,0	0,20	2ª	0,76	0,75	0,77	0,77				
16	17,0	0,20	3ª	0,76	0,75	0,77	0,77				
17	19,0	0,20	4ª	0,75	0,75	0,77	0,77				
18	21,0	0,20	5ª	0,76	0,75	0,76	0,77				

TABELA LVI. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas (de 17 a 24), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			17	18	19	20	21	22	23	24	
			leitura								
1	0,5	1,49	1ª	1,00	1,10	1,03	1,10	1,15	1,15	1,12	1,11
2	1,0	1,35	2ª	1,01	1,08	1,02	1,15	1,14	1,15	1,12	1,11
3	1,5	1,21	3ª	1,03	1,10	1,03	1,12	1,12	1,14	1,10	1,12
4	2,0	1,09	4ª	1,03	1,10	1,03	1,09	1,13	1,12	1,11	1,13
5	2,5	0,97	5ª	1,03	1,10	1,03	1,08	1,14	1,11	1,11	1,13
6	3,0	0,88	6ª	1,04	1,09	1,03	1,07	1,15	1,11	1,11	1,10
7	3,5	0,79	7ª	1,07	1,08	1,04	1,08	1,11	1,09	1,07	1,11
8	4,0	0,70	8ª	1,07	1,10	1,04	1,07	1,12	1,12	1,06	1,13
9	4,5	0,63	9ª	1,02	1,09	1,04	1,08	1,10	1,15	1,05	1,13
10	5,0	0,55	10ª	1,01	1,10	1,05	1,09	1,14	1,11	1,11	1,12
11	7,0	0,37									
12	9,0	0,29	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,27	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,26	1ª	0,87		0,87		0,86		0,87	
15	15,0	0,25	2ª	0,86		0,86		0,85		0,86	
16	17,0	0,25	3ª	0,86		0,86		0,86		0,86	
17	19,0	0,24	4ª	0,86		0,86		0,86		0,87	
18	21,0	0,24	5ª	0,86		0,86		0,85		0,86	

TABELA LVII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 6), das peças ósseas (de 17 a 24), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas							
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)							
			17	18	19	20	21	22	23	24
			leitura							
1	0,5	1,98	1ª	1,71	1,68	1,65	1,70	1,74	1,73	1,71
2	1,0	1,87	2ª	1,69	1,66	1,64	1,73	1,75	1,73	1,71
3	1,5	1,76	3ª	1,71	1,67	1,64	1,69	1,74	1,71	1,70
4	2,0	1,66	4ª	1,70	1,69	1,64	1,69	1,74	1,69	1,68
5	2,5	1,56	5ª	1,68	1,68	1,62	1,68	1,72	1,69	1,69
6	3,0	1,49	6ª	1,67	1,67	1,63	1,67	1,72	1,71	1,69
7	3,5	1,41	7ª	1,68	1,67	1,61	1,68	1,72	1,71	1,67
8	4,0	1,34	8ª	1,66	1,67	1,61	1,70	1,73	1,74	1,66
9	4,5	1,29	9ª	1,68	1,70	1,60	1,68	1,72	1,69	1,66
10	5,0	1,24	10ª	1,71	1,67	1,63	1,68	1,74	1,72	1,69
11	7,0	1,09								
12	9,0	0,99	regiões das chapas de alumínio							
13	11,0	0,93	leitura	A		B		C		D
14	13,0	0,89	1ª	1,48		1,45		1,45		1,44
15	15,0	0,85	2ª	1,47		1,45		1,44		1,44
16	17,0	0,83	3ª	1,47		1,45		1,45		1,43
17	19,0	0,82	4ª	1,48		1,45		1,45		1,43
18	21,0	0,80	5ª	1,47		1,45		1,44		1,43

TABELA LVIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas (de 17 a 24), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			17	18	19	20	21	22	23	24	
			leitura								
1	0,5	2,06	1ª	1,69	1,68	1,71	1,73	1,82	1,72	1,71	1,80
2	1,0	1,89	2ª	1,70	1,68	1,66	1,69	1,80	1,72	1,71	1,75
3	1,5	1,73	3ª	1,72	1,68	1,66	1,71	1,77	1,72	1,71	1,76
4	2,0	1,58	4ª	1,66	1,69	1,65	1,69	1,77	1,74	1,71	1,79
5	2,5	1,44	5ª	1,64	1,69	1,64	1,72	1,76	1,74	1,71	1,79
6	3,0	1,31	6ª	1,65	1,67	1,63	1,76	1,76	1,75	1,72	1,76
7	3,5	1,20	7ª	1,66	1,66	1,60	1,84	1,79	1,71	1,71	1,74
8	4,0	1,08	8ª	1,70	1,68	1,60	1,74	1,77	1,72	1,70	1,77
9	4,5	0,97	9ª	1,63	1,69	1,67	1,70	1,75	1,72	1,71	1,78
10	5,0	0,87	10ª	1,70	1,69	1,62	1,74	1,78	1,73	1,74	1,76
11	7,0	0,55									
12	9,0	0,36	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,28	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,24	1ª	1,28		1,31		1,29		1,29	
15	15,0	0,23	2ª	1,28		1,31		1,28		1,29	
16	17,0	0,22	3ª	1,29		1,30		1,27		1,29	
17	19,0	0,22	4ª	1,28		1,30		1,29		1,29	
18	21,0	0,22	5ª	1,28		1,30		1,27		1,29	

TABELA LIX. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 18), das peças ósseas (de 17 a 24), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			17	18	19	20	21	22	23	24	
			leitura								
1	0,5	1,65	1ª	1,21	1,35	1,30	1,43	1,43	1,43	1,36	1,43
2	1,0	1,49	2ª	1,26	1,33	1,29	1,47	1,42	1,41	1,36	1,42
3	1,5	1,34	3ª	1,23	1,34	1,26	1,44	1,43	1,39	1,35	1,41
4	2,0	1,20	4ª	1,25	1,33	1,26	1,38	1,42	1,41	1,35	1,42
5	2,5	1,07	5ª	1,27	1,32	1,29	1,37	1,39	1,41	1,39	1,45
6	3,0	0,95	6ª	1,26	1,32	1,28	1,39	1,40	1,42	1,36	1,39
7	3,5	0,84	7ª	1,25	1,30	1,31	1,36	1,43	1,40	1,41	1,43
8	4,0	0,73	8ª	1,28	1,32	1,27	1,35	1,44	1,40	1,34	1,42
9	4,5	0,64	9ª	1,24	1,31	1,26	1,38	1,42	1,41	1,36	1,42
10	5,0	0,55	10ª	1,28	1,34	1,25	1,37	1,41	1,43	1,37	1,44
11	7,0	0,34									
12	9,0	0,26	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	0,23	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,22	1ª	0,91		0,92		0,92		0,92	
15	15,0	0,21	2ª	0,92		0,91		0,92		0,92	
16	17,0	0,21	3ª	0,92		0,91		0,91		0,90	
17	19,0	0,21	4ª	0,92		0,91		0,91		0,91	
18	21,0	0,21	5ª	0,93		0,91		0,91		0,90	

TABELA LX. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas (de 17 a 24), do grupo IV dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			17	18	19	20	21	22	23	24	
			leitura								
1	0,5	1,46	1 ^a	1,26	1,24	1,15	1,35	1,34	1,31	1,27	1,34
2	1,0	1,30	2 ^a	1,24	1,18	1,15	1,37	1,34	1,28	1,28	1,32
3	1,5	1,15	3 ^a	1,23	1,23	1,14	1,32	1,34	1,29	1,27	1,30
4	2,0	1,02	4 ^a	1,21	1,23	1,14	1,29	1,31	1,29	1,27	1,32
5	2,5	0,89	5 ^a	1,21	1,23	1,17	1,30	1,34	1,29	1,28	1,33
6	3,0	0,78	6 ^a	1,19	1,23	1,18	1,28	1,36	1,30	1,30	1,31
7	3,5	0,67	7 ^a	1,17	1,24	1,16	1,27	1,35	1,26	1,30	1,32
8	4,0	0,58	8 ^a	1,17	1,24	1,19	1,26	1,31	1,35	1,27	1,32
9	4,5	0,50	9 ^a	1,19	1,22	1,15	1,30	1,34	1,27	1,28	1,31
10	5,0	0,43	10 ^a	1,24	1,24	1,15	1,35	1,34	1,30	1,27	1,32
11	7,0	0,29									
12	9,0	0,23									
13	11,0	0,21	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,20	1 ^a	0,77	0,77	0,76	0,77				
15	15,0	0,20	2 ^a	0,77	0,77	0,75	0,76				
16	17,0	0,20	3 ^a	0,77	0,77	0,75	0,75				
17	19,0	0,20	4 ^a	0,77	0,77	0,76	0,76				
18	21,0	0,20	5 ^a	0,76	0,76	0,75	0,75				

TABELA LXI. Valores de densidade óptica (DOR), da 1ª tomada radiográfica (hora zero), das peças ósseas do grupo V dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	0,92	1 ^a	0,62	0,71	0,74	0,79	0,69	0,73	0,72	0,80
2	1,0	0,86	2 ^a	0,65	0,71	0,74	0,79	0,70	0,74	0,72	0,79
3	1,5	0,80	3 ^a	0,65	0,72	0,73	0,79	0,69	0,74	0,72	0,79
4	2,0	0,75	4 ^a	0,64	0,71	0,72	0,79	0,68	0,72	0,71	0,79
5	2,5	0,69	5 ^a	0,67	0,71	0,72	0,80	0,68	0,72	0,72	0,79
6	3,0	0,63	6 ^a	0,68	0,71	0,72	0,79	0,66	0,72	0,72	0,79
7	3,5	0,58	7 ^a	0,67	0,71	0,72	0,78	0,69	0,73	0,72	0,79
8	4,0	0,53	8 ^a	0,64	0,71	0,72	0,78	0,69	0,74	0,72	0,79
9	4,5	0,4,9	9 ^a	0,64	0,71	0,74	0,79	0,68	0,72	0,71	0,80
10	5,0	0,45	10 ^a	0,67	0,71	0,74	0,79	0,70	0,74	0,72	0,79
11	7,0	0,34									
12	9,0	0,29									
13	11,0	0,25	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,23	1 ^a	0,59	0,63	0,59	0,64				
15	15,0	0,22	2 ^a	0,59	0,64	0,58	0,64				
16	17,0	0,21	3 ^a	0,59	0,64	0,58	0,63				
17	19,0	0,21	4 ^a	0,59	0,64	0,59	0,64				
18	21,0	0,21	5 ^a	0,59	0,64	0,58	0,64				

TABELA LXII. Valores de densidade óptica (DOR), da 2ª tomada radiográfica (hora 12), das peças ósseas do grupo V dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas							
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)							
			1	2	3	4	5	6	7	8
			leitura							
1	0,5	2,80	1ª	2,60	2,61	2,65	2,68	2,67	2,70	2,60 2,72
2	1,0	2,74	2ª	2,63	2,62	2,65	2,70	2,67	2,70	2,64 2,69
3	1,5	2,64	3ª	2,66	2,61	2,64	2,69	2,67	2,69	2,62 2,67
4	2,0	2,54	4ª	2,60	2,62	2,63	2,66	2,67	2,69	2,64 2,69
5	2,5	2,45	5ª	2,55	2,60	2,63	2,67	2,68	2,68	2,63 2,70
6	3,0	2,35	6ª	2,59	2,59	2,63	2,66	2,70	2,70	2,64 2,70
7	3,5	2,23	7ª	2,58	2,59	2,64	2,68	2,65	2,68	2,64 2,70
8	4,0	2,14	8ª	2,62	2,60	2,64	2,70	2,66	2,69	2,62 2,70
9	4,5	2,02	9ª	2,65	2,62	2,63	2,66	2,67	2,69	2,62 2,68
10	5,0	1,90	10ª	2,66	2,62	2,64	2,69	2,69	2,69	2,62 2,70
11	7,0	1,50								
12	9,0	1,16	regiões das chapas de alumínio							
13	11,0	0,91	leitura	A	B	C	D			
14	13,0	0,68	1ª	2,34	2,33	2,37	2,36			
15	15,0	0,51	2ª	2,33	2,33	2,35	2,34			
16	17,0	0,41	3ª	2,33	2,34	2,35	2,36			
17	19,0	0,35	4ª	2,34	2,30	2,37	2,36			
18	21,0	0,33	5ª	2,32	2,34	2,35	2,34			

TABELA LXIII. Valores de densidade óptica (DOR), da 3ª tomada radiográfica (hora 18), das peças ósseas do grupo V dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	2,90	1ª	2,76	2,81	2,82	2,84	2,82	2,84	2,82	2,85
2	1,0	2,87	2ª	2,77	2,80	2,80	2,84	2,82	2,86	2,82	2,85
3	1,5	2,81	3ª	2,77	2,78	2,82	2,84	2,82	2,85	2,82	2,85
4	2,0	2,76	4ª	2,75	2,79	2,82	2,84	2,84	2,86	2,82	2,85
5	2,5	2,71	5ª	2,76	2,80	2,82	2,84	2,84	2,87	2,83	2,86
6	3,0	2,59	6ª	2,77	2,80	2,82	2,84	2,85	2,87	2,82	2,86
7	3,5	2,49	7ª	2,80	2,78	2,83	2,84	2,84	2,87	2,82	2,86
8	4,0	2,39	8ª	2,76	2,79	2,82	2,85	2,82	2,86	2,82	2,84
9	4,5	2,30	9ª	2,76	2,77	2,82	2,84	2,84	2,87	2,82	2,86
10	5,0	2,19	10ª	2,77	2,80	2,82	2,85	2,82	2,87	2,82	2,85
11	7,0	1,80									
12	9,0	1,42									
13	11,0	1,13	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,89	1ª	2,56	2,56	2,60	2,62				
15	15,0	0,70	2ª	2,56	2,58	2,60	2,60				
16	17,0	0,54	3ª	2,56	2,57	2,60	2,60				
17	19,0	0,43	4ª	2,56	2,57	2,60	2,63				
18	21,0	0,38	5ª	2,57	2,58	2,60	2,61				

TABELA LXIV. Valores de densidade óptica (DOR), da 4ª tomada radiográfica (hora 24), das peças ósseas do grupo V dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	2,89	1ª	2,86	2,86	2,86	2,89	2,88	2,90	2,87	2,90
2	1,0	2,86	2ª	2,88	2,86	2,86	2,88	2,87	2,90	2,86	2,90
3	1,5	2,85	3ª	2,87	2,86	2,86	2,88	2,87	2,91	2,86	2,90
4	2,0	2,80	4ª	2,86	2,86	2,86	2,89	2,89	2,91	2,87	2,90
5	2,5	2,76	5ª	2,87	2,86	2,86	2,89	2,89	2,92	2,86	2,91
6	3,0	2,72	6ª	2,86	2,87	2,86	2,89	2,89	2,91	2,87	2,91
7	3,5	2,67	7ª	2,86	2,88	2,86	2,88	2,89	2,91	2,86	2,90
8	4,0	2,60	8ª	2,88	2,88	2,86	2,88	2,86	2,91	2,87	2,91
9	4,5	2,47	9ª	2,87	2,86	2,86	2,89	2,88	2,90	2,86	2,90
10	5,0	2,39	10ª	2,87	2,86	2,85	2,89	2,89	2,91	2,86	2,90
11	7,0	1,96									
12	9,0	1,58	regiões das chapas de alumínio								
13	11,0	1,23	leitura	A		B		C		D	
14	13,0	0,95	1ª	2,73		2,72		2,75		2,72	
15	15,0	0,73	2ª	2,73		2,72		2,73		2,73	
16	17,0	0,58	3ª	2,73		2,72		2,73		2,72	
17	19,0	0,48	4ª	2,73		2,73		2,74		2,73	
18	21,0	0,44	5ª	2,73		2,73		2,73		2,72	

TABELA LXV. Valores de densidade óptica (DOR), da 5ª tomada radiográfica (hora 30), das peças ósseas do grupo V dos cães, das chapas de alumínio e do penetrômetro de alumínio padrão.

penetrômetro de alumínio			peças ósseas								
degrau	esp. (mm)	DOR	DOR (peças)								
			1	2	3	4	5	6	7	8	
			leitura								
1	0,5	1,80	1ª	1,60	1,65	1,62	1,76	1,69	1,82	1,61	1,74
2	1,0	1,63	2ª	1,60	1,64	1,64	1,76	1,69	1,89	1,63	1,73
3	1,5	1,49	3ª	1,60	1,63	1,64	1,75	1,68	1,88	1,62	1,74
4	2,0	1,37	4ª	1,56	1,64	1,61	1,77	1,68	1,92	1,65	1,77
5	2,5	1,26	5ª	1,57	1,63	1,65	1,77	1,69	1,94	1,67	1,77
6	3,0	1,17	6ª	1,55	1,67	1,65	1,80	1,66	1,94	1,69	1,76
7	3,5	1,08	7ª	1,56	1,67	1,61	1,76	1,70	1,90	1,63	1,73
8	4,0	0,98	8ª	1,59	1,65	1,64	1,76	1,70	1,87	1,63	1,77
9	4,5	0,90	9ª	1,56	1,62	1,62	1,76	1,69	1,97	1,64	1,73
10	5,0	0,83	10ª	1,59	1,65	1,62	1,76	1,68	1,94	1,68	1,73
11	7,0	0,56									
12	9,0	0,38									
13	11,0	0,29	regiões das chapas de alumínio								
			leitura	A	B	C	D				
14	13,0	0,25	1ª	1,15	1,16	1,17	1,15				
15	15,0	0,24	2ª	1,15	1,15	1,17	1,15				
16	17,0	0,23	3ª	1,16	1,16	1,17	1,15				
17	19,0	0,22	4ª	1,15	1,15	1,16	1,15				
18	21,0	0,22	5ª	1,16	1,16	1,17	1,15				