

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
CAMPUS DE BOTUCATU  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ANNA LUIZA BORGES DE OLIVEIRA

DENSITOMETRIA ÓSSEA DE CÃES SRD UTILIZANDO RADIAÇÃO  
GAMA

BOTUCATU

2010

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
CAMPUS DE BOTUCATU  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ANNA LUIZA BORGES DE OLIVEIRA

DENSITOMETRIA ÓSSEA DE CÃES SRD UTILIZANDO RADIAÇÃO  
GAMA

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Bacharelado em Física Médica da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, como exigência parcial para obtenção do título de Bacharelado em Física Médica.

Prof. Orientador Dr. Vladimir Eliodoro Costa.

BOTUCATU

2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Oliveira, Anna Luiza Borges de.

Densitometria óssea de cães SRD utilizando radiação gama / Anna Luiza  
Borges de Oliveira. - Botucatu, 2010

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de  
Biotecnologia de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2010

Orientador: Vladimir Eliodoro Costa

Capes: 10501061

1. Cão. 2. Ossos – Doenças - Radiografia. 3. Raios gama.

Palavras-chave: Cão; Coeficiente de atenuação de massa; Osso.

*Dedico este trabalho à minha mãe, que me apoiou durante toda a minha caminhada, lutando para que eu pudesse vencer e acreditando sempre no meu sucesso.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me concedeu vida e força para chegar até o final, concluindo mais uma etapa da minha vida. Sem Ele, nada seria possível.

Agradeço à minha irmã e aos meus avós, que me deram todo apoio emocional para que eu pudesse superar todos os obstáculos que surgiram.

Agradeço ao Daniel, que esteve sempre presente para me apoiar e me estender a mão quando tudo parecia sem saída. Você foi meu porto seguro.

Agradeço imensamente ao Prof. Vladimir pela melhor orientação que poderia receber, pela compreensão e pela ajuda que foram fundamentais para elaboração deste trabalho. Agradeço também pela grande amizade criada.

Agradeço ao Edson, pela ajuda no laboratório sempre que foi necessário, e ao Danny Bruno, por ter ajudado na construção deste trabalho, cedendo e auxiliando na confecção das amostras. Agradeço também ao Prof. Rezende por ser avaliador deste trabalho e por auxiliar na elaboração do mesmo, oferecendo ajuda e contribuindo sempre com novas idéias.

Agradeço também às minhas amigas, Giovana, Marcela, Adriana e Degliane, aos meus amigos Victor e Rafael e aos amigos da República Ktivero pelo carinho e amizade.

Por fim, agradeço a todos aqueles que estiveram comigo durante esses três anos e meio, contribuindo para que mais uma vitória fosse alcançada.

## RESUMO

A proposta desse trabalho surgiu da possibilidade de unir metodologias eficientes para estabelecer valores mais precisos de densitometria óssea. A densidade óssea é um parâmetro biofísico de grande importância experimental e clínica, que permite avaliar o processo de mineralização óssea. O objetivo deste trabalho foi determinar a densidade óssea e o coeficiente de atenuação de massa da radiação gama com o radioisótopo  $^{241}\text{Am}$  com fotopico de 59,6 keV em raios de cães SRD (Sem Raça Definida). Concluiu-se que a densidade média das amostras foi de  $1,91 \text{ g/cm}^3$  com um desvio padrão de 0,0599. Para o coeficiente de atenuação de massa, o valor médio foi de  $0,241 \text{ cm}^2/\text{g}$ , com desvio padrão de 0,0151. Para ambos os parâmetros o coeficiente de variação foi pequeno implicando em uma baixa dispersão. Isso também demonstra que os métodos aplicados foram eficientes e de fácil aplicabilidade.

**Palavras-chave:** osso; densidade; cão; radiação gama.

## LISTA DE FIGURAS

Figuras	Página
1 Foto de um osso rádio de cão SRD cortado na direção longitudinal em amostras de 1 cm.....	19
2 Foto do aparato para a determinação da densidade de uma amostra de osso rádio de cão SRD pelo método de imersão em água.....	21
3 Esquema ilustrativo do equipamento de atenuação gama do $^{241}\text{Am}$ e seus principais componentes .....	22
4 Foto do equipamento de atenuação da radiação gama do $^{241}\text{Am}$ e seus principais componentes. ....	22
5 Esquema ilustrativo do sistema de detecção da radiação gama por cintilação sólida de uma válvula fotomultiplicadora acoplada à um cristal de NaI(Tl) com quatro dinodos.....	23
6 Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso compacto de acordo com (ICRU-44,1989), com energias variando entre $10^{-4}$ e $10^5$ MeV.....	27
7 Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso compacto de acordo com (ICRP-70,1995) com energias variando entre $10^{-4}$ e $10^5$ MeV.....	27
8 Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso compacto de acordo com (Johns & Cunningham,1983) [11], com energias variando entre $10^{-4}$ e $10^5$ MeV .....	28
9 Valores da densidade óssea ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) das amostras de rádio de cão SRD.....	30
10 Valores do coeficiente de atenuação de massa da radiação gama de 59,6 keV ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) das amostras. ....	30

## LISTA DE TABELAS

Tabela	Página
1 Massa, idade e sexo dos animais amostrados e fornecidos pelo Departamento de Patologia da FMVZ-UNESP e pelo Canil Municipal de Araras-SP.....	17
2 Número de amostras e comprimento total do osso rádio de cão SRD .....	18
3 Amostras selecionadas para serem submetidas à Técnica de Atenuação da Radiação Gama.....	19
4 Composição química de osso compacto segundo (ICRU-44,1989) .....	25
5 Composição química de osso compacto segundo (ICRP-70,1995).....	26
6 Composição química de osso segundo (Johns & Cunningham,1983)[11] .....	26
7 Coeficientes de atenuação de massa para as composições químicas da (ICRU-44,1989), (ICRP-70,1995) e (Jonhs & Cunningham,1983)[11]. .....	28
8 Valores selecionados da espessura, densidade e coeficiente de massa para as amostras escolhidas.....	29
9 Erro percentual calculado entre os valores teóricos e o valor experimental .....	32



# SUMÁRIO

	Página
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	11
<b>3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b> .....	11
3.1 Tecido ósseo.....	11
3.2 Técnica de atenuação da radiação gama.....	14
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	16
4.1 Amostragem.....	17
4.2 Determinação da densidade pelo método de imersão .....	20
4.3 Determinação do coeficiente de atenuação de massa da radiação gama.....	21
4.3.1 Caracterização geral .....	21
4.3.2 Sistema de detecção .....	23
4.3.3 Calibração do equipamento.....	24
4.4 Procedimentos teóricos.....	24
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	28
<b>6 CONCLUSÕES</b> .....	32
<b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	33

# 1 INTRODUÇÃO

A proposta desse trabalho surgiu da possibilidade de unir metodologias eficientes para estabelecer valores mais precisos de densitometria óssea animal. Há mais de 20 anos o Laboratório de Física Aplicada do Departamento de Física e Biofísica, IBB-UNESP campus Botucatu, vem trabalhando na determinação de densidade em diversas áreas utilizando a técnica de atenuação da radiação gama e a de imersão em água. Os resultados apresentados são de excelente precisão, graças à facilidade na obtenção e preparo de amostras, aliadas a larga experiência adquirida na área.

A qualidade óssea é um termo que se refere aos efeitos de fatores esqueléticos que contribuem para a resistência, mas que não pode ser avaliada por medidas da massa, e sim pela sua densidade [1].

A densidade óssea é um parâmetro biofísico de grande importância experimental e clínica, que permite avaliar o processo de mineralização óssea [2].

Algumas técnicas têm sido utilizadas para a medida da densidade óssea *in vivo*, como a tomografia computadorizada quantitativa (TCQ), que é capaz de medir o osso trabecular e sítios do esqueleto axial e periférico, alcançando alta sensibilidade para diagnosticar perdas ósseas relacionadas com a idade ou processos doentios. Porém, este é um procedimento caro e a dose de radiação empregada é 30 vezes maior que a utilizada na técnica de absorção de raios X de duas energias (DXA) [3].

É possível melhorar os resultados das análises de densidade utilizando-se outro método para calibração dos equipamentos, checagem de resultados, e adoção de sistemas de unidades convenientes para comparação de metodologias.

Utilizando fragmentos de peças ósseas para avaliar esclerose subcondral nas osteoartrites em cavalos selvagens através da densitometria óptica radiográfica, foi constatado que há um aumento da densidade óssea na região examinada. Este aumento foi justificado pela esclerose do osso subcondral, causada pelo uso do membro [4].

Examinando cortes transversais do terço médio da diáfise do úmero de cães de várias idades, foi encontrado que a quantidade de microdanos e a porosidade aumentam com a idade, sendo esse aumento relativamente pequeno quando comparado à espécie humana. Com relação ao sexo dos animais (fêmeas castradas ou não e machos castrados

ou não), não foi observado efeito significativo na porosidade e quantidade de microdanos ósseos [5].

O cão apesar de não ser o modelo animal ideal para o estudo da osteoporose, por causa da sua insuficiência para desenvolver significativa osteopenia (patologia que consiste na diminuição da densidade mineral dos ossos), está entre os animais experimentais mais comumente utilizados para os estudos do metabolismo ósseo, avaliando tratamentos instituídos para impedir perdas ósseas ou restituir massa óssea, e avaliar respostas a exercícios físicos [3].

Em muitos aspectos, o osso do cão é um excelente modelo para o estudo das mudanças ósseas relacionadas com a idade na espécie humana. O esqueleto adulto de ambas as espécies contém uma fração similar de osso compacto (80%), e é similar na composição e características microscópicas, exibe perda óssea mais rápida nas fêmeas e mostram respostas similares a fatores que influenciam o metabolismo ósseo, como os hormônios, drogas e imobilização [6].

A determinação de valores mais precisos de densitometria óssea é de extrema importância para a realização de pesquisas, calibração de instrumento e confecção de simuladores (Phantoms). No Brasil utilizamos dados internacionais de densitometria óssea, sabemos que a densitometria óssea varia conforme a alimentação e modo de vida dos seres vivos, exigindo a determinação de valores específicos para melhor precisão.

## **2 OBJETIVOS**

O objetivo deste trabalho é determinar a densidade óssea e o coeficiente de atenuação de massa da radiação gama com fonte de  $^{241}\text{Am}$  e fotopico de 59,6 keV em raios de cães SRD (Sem Raça Definida).

## **3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

### **3.1 Tecido Ósseo**

As funções primárias do esqueleto são manter o corpo, fornecer o sistema de alavancas usado na locomoção e proteger as partes moles. Portanto, fatores

biomecânicos são mais importantes na determinação da forma dos ossos e de seu arcabouço microscópico. O principal tecido esquelético, o osso, desempenha um papel secundário na homeostase mineral, fornecendo uma reserva de cálcio, fosfato e outros íons. [7]

O osso consiste em sais inorgânicos depositados dentro de matriz orgânica composta de fibrilas de colágeno tipo I e glicoproteínas. Os minerais ósseos incluem o cálcio, fósforo (existindo como ânion fosfato), magnésio, sódio, potássio, cloreto e fluoreto. Quantidades mínimas de outros elementos inorgânicos também podem ser encontradas no osso. Além disso, o sal ósseo conta com quantidades significativas de citrato, hidroxila e ânions carbonato. [8]

Portanto, o osso compõe-se basicamente de substância mineral na forma de hidroxiapatita de cálcio  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ . [9]

O componente orgânico do osso fornece dureza e elasticidade. Se toda matriz orgânica óssea fosse removida, os minerais inorgânicos manteriam a forma visível do osso, porém o osso perderia a sua resistência tênsil e ficaria quebradiço como um prato de louça. Por outro lado, se o material ósseo for removido expondo o osso a um ácido fraco, a matriz orgânica ficará muito flexível e perderá a dureza. [8]

Ossos longos, típicos dos membros, são cilíndricos e estão claramente adaptados para atuar como alavancas. Eles se desenvolvem no mínimo a partir de três centros de ossificação: um para o corpo (diáfise) e um para cada extremidade (epífise). [7]

A diáfise consiste em um cilindro oco de parede espessa de osso muito denso ou compacto. O espaço medular não é completamente oco. Um arcabouço delicado de espículas ósseas forma uma estrutura em forma de treliça (trabéculas) e fornece espaço para a medula óssea. Esse osso esponjoso ou trabecular confere resistência aumentada ao osso, porém permite alguma flexibilidade que não seria possível se todo osso fosse compacto. O efeito de armação das trabéculas reduz grandemente o peso do osso. Sem afetar, de forma apreciável, a resistência. [8]

A forma do osso é determinada por uma bainha de córtex de osso sólido (compacto), composto de lamelas finas distribuídas principalmente em séries de tubos concêntricos em volta de pequenos canais centrais. O córtex é espesso no sentido do meio do corpo, mas afina-se à medida que se expande na direção de cada extremidade, nas quais se continua como uma crosta. A superfície externa é lisa, exceto onde as irregularidades funcionam como locais de inserção dos músculos ou ligamentos; essas

irregularidades podem ser elevadas ou deprimidas e, em ambos os casos, permitem a concentração da inserção. Essas características geralmente são mais pronunciadas em machos maiores e mais velhos. [7]

A superfície mais interna da diáfise limita uma cavidade medular central (medula) e é áspera. As extremidades são ocupadas por osso esponjoso, que forma um arranjo tridimensional de espículas, placas e tubos entrelaçados de densidade variável. A cavidade medular e os espaços intersticiais do osso esponjoso são ocupados pela medula óssea. [7]

Embora boa parte da forma do osso seja geneticamente determinada, o uso mecânico afeta sua forma e dimensões. Durante o crescimento, o aumento do uso mecânico incrementa a modelagem óssea e diminui a remodelagem óssea. Aumenta a quantidade de osso compacto, e a expansão da cavidade medular sofre um retardo (modelagem). Diminui a velocidade de desaparecimento do tecido esponjoso da metafise (remodelagem). Isso leva a um aumento do diâmetro externo do osso, a um aumento na secção transversal do osso cortical, e a uma esponjosa metafisária densa. [9]

No adulto, visto que a modelagem óssea não está mais adicionando osso ao esqueleto, o aumento do uso mecânico apenas poderá conservar a quantidade de tecido ósseo que já está presente, ao diminuir a remodelagem. A expansão da cavidade medular a nível do corticoendóstio, relacionada ao envelhecimento, sofre um retardo. O desuso agudo libera a inibição imposta à remodelagem (osteoporose). [9]

A osteoporose define um grupo de distúrbios esqueléticos que caracteriza-se por uma diminuição da massa óssea (osteopenia), que o osso remanescente tem um aspecto normal. Portanto, os ossos estão adelgaçados, quebradiços e sujeitos a fraturas. Esse é um distúrbio extremamente comum em seres humanos, mas muito menos freqüente em animais. Em cães, a principal causa da osteoporose está associada ao desuso e desnutrição. [9]

Quando está suportando peso, um osso funciona como uma haste de qualquer outro material. O esforço fica concentrado em suas partes mais externas e o núcleo quase não é submetido a esforço. Isto explica por que os ossos podem ser tubulares sem perda significativa da força, embora obtendo leveza considerável. [7]

O rádio é um osso semelhante a uma haste, bem simples, em geral muito mais forte que a ulna nos ungulados e menos dominante nos carnívoros, em particular nos gatos. A extremidade proximal é dilatada transversalmente, embora tendendo a um

plano mais circular em carnívoros, nos quais permanece uma certa capacidade supinadora. A diáfise é comprimida em sentido craniocaudal e levemente curva em seu comprimento. [7]

### 3.2. Técnica da Atenuação da Radiação Gama

O físico francês Antoine Henry Becquerel (1852-1908) foi o primeiro a relatar a espontaneidade das emissões que sais de urânio forneciam, denominando tais emissões de radiação penetrante. Em 1896, ele observou que esses sais emitiam radiações capazes de produzir sombras de objetos metálicos sobre chapas fotográficas envoltas em papel preto.

O casal Curie, Pierre (França, 1859-1906) e Marie (polônia, 1867-1934) destacou-se por estudar tais emissões, que Marie Curie posteriormente chamou de radioatividade, além de descobrir novos elementos emissores: o Polônio e o Rádio.

Em 1934, o casal Frédéric-Joliot e Irène Curie anunciou a descoberta da radioatividade artificial. Ao bombardearem alumínio com partículas  $\alpha$  eles descobriram que o elemento resultante, no caso, era o Fósforo instável e continuava a emitir partículas. A partir deste conhecimento, vários novos elementos radioativos foram obtidos artificialmente.

Ernest Rutherford (1871-1937) constatou, em 1897, que as radiações eram compostas por três tipos diferentes, denominando-as de alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) e gama ( $\gamma$ ).

A radioatividade, como é conhecida hoje, pode ser definida como a transformação espontânea do núcleo atômico de um nuclídeo primário, que é chamado de nuclídeo “pai”, para outro secundário, que é chamado nuclídeo “filho”. Cada núcleo em processo de transformação emite um ou mais tipos de radiações, cuja natureza, ou naturezas são características das transformações ou do próprio nuclídeo “pai”. A mudança de um núcleo (pai) para outro (filho) é chamado de “desintegração” ou “transmutação”. [10]

As partículas nucleares (prótons e nêutrons) dentro do núcleo estão em constante movimento. Como resultado desse movimento, colisões ocorrem e energia é transferida de uma partícula para outra. Se não fosse pelas forças fortes de atração que existem entre as partículas nucleares, essas partículas iriam escapar do núcleo e novas espécies nucleares seriam formadas. Em um núcleo estável, nenhuma partícula adquire energia suficiente para escapar; entretanto, se existem muitos nucleons, certa

porcentagem irá desintegrar em certo tempo. No processo de desintegração, partículas alfa, beta ou raios gama podem ser liberados. [11]

Na maioria dos átomos leves, com  $Z < 82$ , há pelo menos uma configuração de nucleons que é estável. Evidentemente, nesses átomos, as forças de atração entre partículas são suficientes para prevenir seu escape randômico. Todos os elementos com  $Z$  maior que 82 são, entretanto, radioativos e desintegram através de longas séries até que isótopos estáveis de chumbo são formados. [11]

Em alguns casos o processo radioativo está completo após a emissão de uma partícula pelo núcleo. Porém, em muitos casos, apenas a emissão da partícula pelo núcleo pai não é suficiente, de forma que o núcleo filho formado ainda contém certa quantidade de energia que o mantém em um estado excitado. Esse excesso de energia é então emitido sob a forma de fótons chamados de “raios  $\gamma$ ”. Estes apresentam natureza eletromagnética tais como a luz e as ondas de rádio, mesmo possuindo origem nuclear. Podemos dizer então que a emissão dos raios  $\gamma$  é a energia de excitação do núcleo filho. [10]

- Desintegração radioativa

Toda desintegração radioativa envolve a emissão ou de uma partícula  $\beta$  ou de uma partícula  $\alpha$  do núcleo do átomo que se desintegra. Esta emissão ocasiona a modificação do núcleo original e, portanto o número de átomos do elemento pai é reduzido e conseqüentemente, aumenta o número de átomos do elemento produto da desintegração. Podemos descrever a desintegração radioativa através da seguinte equação:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

em que  $N_0$  = número de átomos no instante inicial,  $N$  é o número de átomos no instante  $t$ ,  $\lambda$  é a constante de desintegração radioativa, e  $t$  o tempo decorrido.

- Atividade de uma amostra

Chama-se atividade de uma amostra ao número de átomos que se desintegram por unidade de tempo, isto é, a velocidade de desintegração, ou seja,

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$

em que  $A_0$  é a atividade num instante inicial,  $A$  é a atividade depois de decorrido um tempo  $t$ ,  $\lambda$  é a constante de desintegração radioativa, característica de cada elemento e  $t$  é o tempo decorrido.

O Amerício-241 é um nuclídeo radioativo, obtido através de bombardeio de Plutônio com partículas aceleradas, e é primariamente um emissor de partícula alfa, mas é também um emissor gama.

Ao se propagar através da matéria, um feixe de radiação eletromagnética ionizante sofre uma redução na sua intensidade. Dizemos que o feixe foi atenuado. [10]

A atenuação produzida por uma camada,  $\Delta x$ , dependerá do número de elétrons e átomos presentes na camada. Se a camada for comprimida para metade da sua espessura, ainda terá o mesmo número de elétrons e também atenuará os raios-x pela mesma fração, mas claro, seu coeficiente de atenuação linear,  $\mu$  ( $\text{cm}^{-1}$ ), atenuação por unidade de comprimento, será duas vezes maior. Coeficientes de atenuação linear irão, portanto, depender da densidade do material. Um coeficiente de atenuação mais fundamental é o coeficiente de massa, o qual é obtido a partir do coeficiente linear dividindo este pela densidade,  $\rho$ . Esse coeficiente, representado por  $(\mu/\rho)$ , possui dimensões ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) e é independente da densidade. [11]

Fisicamente,  $\mu$  representa a probabilidade de um fóton ser removido do feixe. Por exemplo, se  $\mu=0,3 \text{ cm}^{-1}$ , significa que teremos 30% de chance do fóton ser removido do feixe por cm do absorvedor. [10]

Para cada energia do feixe de radiação e para cada material absorvedor teremos um coeficiente de atenuação específico. Uma espessura  $dx$  reduz a intensidade do feixe de uma quantidade  $dI$  proporcional à intensidade  $I$ , à espessura  $dx$ , e essa redução também é função do material absorvedor e da energia do feixe. Assim, temos:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3)$$

em que,  $I$  é a intensidade transmitida pelo absorvedor,  $I_0$  é a intensidade incidente no absorvedor,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear e  $x$  é a espessura do absorvedor.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O ensaio experimental deste trabalho foi desenvolvido no laboratório de Física Aplicada do Departamento de Física e Biofísica do Instituto de Biociências de Botucatu,



Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” e foi dividido em três etapas: a etapa de amostragem, a de determinação da densidade pelo método de imersão e a de determinação do coeficiente de atenuação de massa da radiação gama. Os materiais utilizados e os métodos empregados para o desenvolvimento deste ensaio são descritos a seguir.

#### 4.1 Amostragem

Foram utilizadas amostras ósseas de cães sem raça definida (SRD), cedidas pós-óbito pelo Departamento de Patologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, UNESP-Botucatu e também pelo Canil Municipal da Cidade de Araras-SP. As amostras foram retiradas de membros anteriores direitos, especificamente do osso rádio de dez animais. As principais características destes animais, como idade, sexo e peso são descritas na Tabela 1.

**Tabela 1.** Principais características de cada animal obtidas através de ficha individual fornecida pelo Departamento de Patologia da FMVZ-UNESP e pelo Canil Municipal de Araras.

Animal	Massa(kg)	Idade (anos)	Sexo
A	14	7	F
B	22	4	F
C	10	4	F
D	15	4	M
E	12	2	M
F	12	4	M
G	25	5	M
H	16	6	F
I	11	3	M
J	15	5	F

Obtidos pós-óbito, os ossos passaram por um processo de limpeza inicial para retirada parcial dos tecidos moles adjacentes ao tecido ósseo, como tecidos muscular esquelético, glandular, adiposo e cartilaginoso, através do uso de lâminas de corte. Posteriormente, para uma limpeza mais profunda, os ossos foram deixados em água

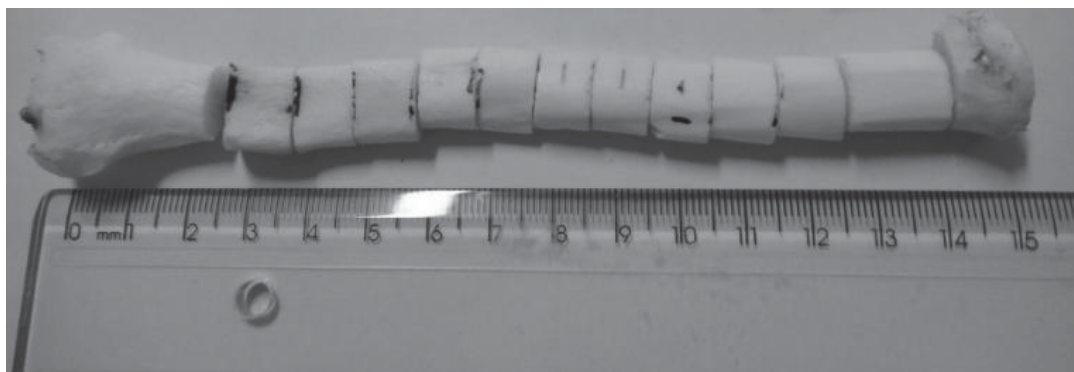
oxigenada 130 volumes, por sete dias, para que por fim restasse apenas tecido ósseo e o processo de limpeza pudesse ser concluído.

Após a limpeza, os ossos passaram por um processo denominado de confecção de amostras. Este processo iniciou-se com o corte dos ossos, sendo a espessura aproximada de corte de 1 (um) centímetro e o espaçamento entre cada corte de 3 (três) milímetros. Esta etapa foi realizada utilizando uma serra e com os ossos presos a uma morsa, para ter um melhor suporte. Após esta etapa, cada amostra foi lixada nas suas faces cortadas interna e externa, e limpas para retirada do perióstio e osso trabecular e para determinar uma linearidade nas superfícies da amostra, retirando quaisquer rebarbas que restaram da etapa de corte.

Todos esses processos possibilitaram a obtenção de noventa e duas amostras de cada osso rádio de cada um dos dez animais. A obtenção de um número exato de amostras por osso não foi possível devido ao fato de que, por serem cães sem raça definida, cada animal possuía um tamanho específico de osso, adequado ao seu porte. A quantidade de amostras obtidas de cada osso está discriminada na Tabela 2.

**Tabela 2:** Número de amostras e comprimento total do osso rádio de cão SRD.

<b>Número do animal</b>	<b>Número de amostras extraídas</b>	<b>Comprimento total do osso (cm)</b>
1	9	15,0
2	10	14,5
3	6	9,5
4	11	14,5
5	11	16,0
6	10	13,5
7	10	17,5
8	10	14,5
9	5	9,0
10	10	15,0



**Figura 1:** Foto de um osso rádio de cão SRD cortado na direção longitudinal em amostras de 1 cm.

Todas as amostras foram pesadas, submetidas à técnica de imersão em água para posterior obtenção da densidade e tiveram suas espessuras obtidas através de um paquímetro digital. Entretanto, para a Técnica de Atenuação da Radiação Gama foram utilizadas apenas amostras centrais dos ossos pelo fato de elas possuírem uma maior quantidade de osso compacto e menor quantidade de osso esponjoso. As amostras escolhidas para esta etapa estão discriminadas na Tabela 3. Todas as medidas foram realizadas em triplicata.

**Tabela 3:** Amostras selecionadas para serem submetidas à Técnica de Atenuação da Radiação Gama.

Número do animal	Amostras
1	A5,A6,A7
2	B4,B5,B6
3	C2,C3,C4
4	D5,D6,D7
5	E6,E7,E8
6	F5,F6,F7
7	G6,G7
8	H5,H6,H7
9	I4,I5
10	J4,J5,J6

## 4.2. Determinação da Densidade pelo Método de Imersão

A determinação da densidade do tecido ósseo compacto pode ser determinada a partir da relação entre massa e volume:

$$\rho = m/v \quad (4)$$

A massa das amostras foram determinadas a partir de medidas diretas, utilizando a balança de precisão TECNAL-BG400, com erro de 0,1 g e desvio de 0,001. O volume das amostras pode ser determinado a partir do princípio de Arquimedes, também conhecido como método de imersão.

O princípio de Arquimedes diz que quando um corpo está total ou parcialmente submerso em um fluido, o fluido ao redor exerce uma força de empuxo  $F_e$ , sobre o corpo. A força está dirigida para cima e possui uma intensidade igual ao peso  $m_f \cdot g$  do fluido que foi deslocado pelo corpo.

A força de empuxo sobre um corpo em um fluido possui a intensidade

$$F_e = m_f \cdot g \quad (5)$$

em que  $m_f$  é a massa do fluido que é deslocado pelo corpo.

Para um fluido qualquer, temos que

$$m_f = \rho_f \cdot v_f \quad (6)$$

Em que  $\rho_f$  é a densidade e  $v_f$  é o volume de fluido deslocado. Neste trabalho utilizamos a água como fluido e portanto,  $\rho_a = 1,00 \text{ g/cm}^3$ . Assim,

$$F_e = \rho_a v_a g = v_a g \quad (7)$$

Como o empuxo é dado em grama força, o valor indicado pelo display da balança será o volume do objeto dado em  $\text{cm}^3$ . [12]

O arranjo experimental para determinação do volume é constituído basicamente por uma balança, a mesma utilizada para pesagem das amostras, e um béquer com água deionizada, como mostra a figura 2. Assim, o béquer contendo água foi posicionado sobre a balança, que tarada, ou seja, igualada e zero. Logo após, a amostra será fixada por um fio e imersa em água, tomando-se o cuidado para que a mesma não tenha contato com as paredes e com o fundo do béquer.



**Figura 2:** Foto do aparato para a determinação da densidade pelo método de imersão.

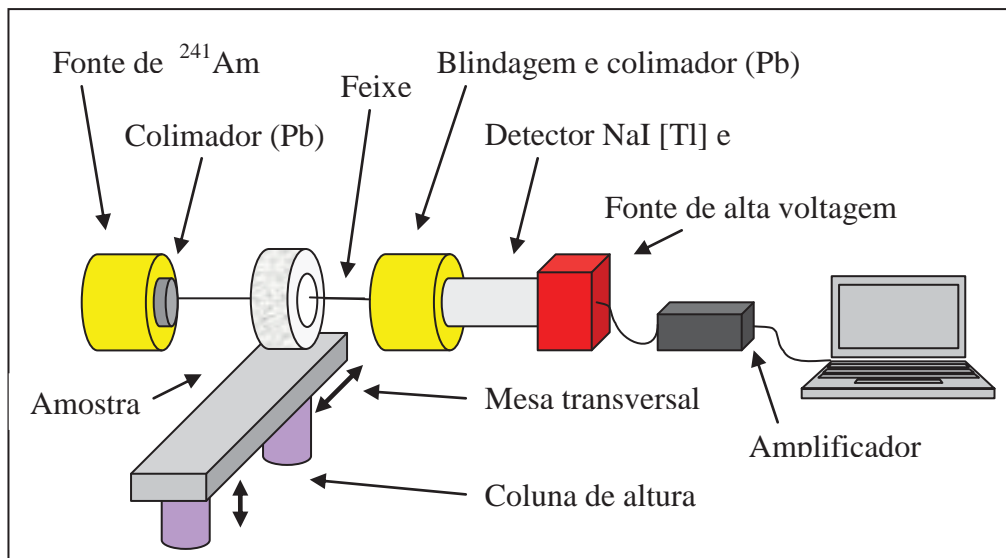
### 4.3 Determinação do Coeficiente de Atenuação de Massa da Radiação Gama

#### 4.3.1 Caracterização Geral

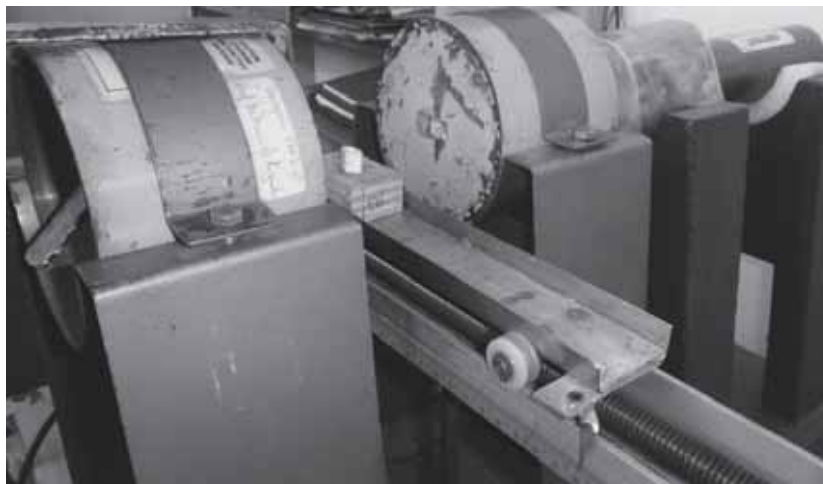
O equipamento de atenuação da radiação gama do Laboratório de Física Aplicada possui basicamente os seguintes componentes:

- Uma fonte de radiação gama selada e blindada com o radioisótopo Amerício-241, com meia-vida de 474 anos, atividade de 200 mCi e fotopico de 59,6 keV com intensidade de emissão de 35,9%. [13]
- Um sistema de detecção por cintilação sólida com cristal de Iodeto de Sódio dopado com Tálcio NaI(Tl) inserido em uma válvula fotomultiplicadora acoplada à uma fonte de alta tensão da marca GDM e ligada à um amplificador de sinal da mesma marca.
- Uma placa de conversão de sinal analógico/digital (A/D), instalada em um microcomputador para o fornecimento dos valores de  $I$  e  $I_0$  do sistema de detecção, que funciona na plataforma Windows.
- Um aparato eletromecânico para a movimentação da amostra.
- Suporte para acomodação adequada dos componentes.

A fonte de radiação gama foi fixada de forma que o feixe seja emitido horizontalmente e o sistema de detecção foi fixado frontalmente ao feixe, com o aparato eletromecânico entre os dois. A figura 1 apresenta um esquema ilustrativo do equipamento, destacando os seus principais componentes.



**Figura 3:** Esquema ilustrativo do equipamento de atenuação gama do  $^{241}\text{Am}$  e seus principais componentes.



**Figura 4:** Foto do equipamento de atenuação da radiação gama do  $^{241}\text{Am}$  e seus principais componentes.

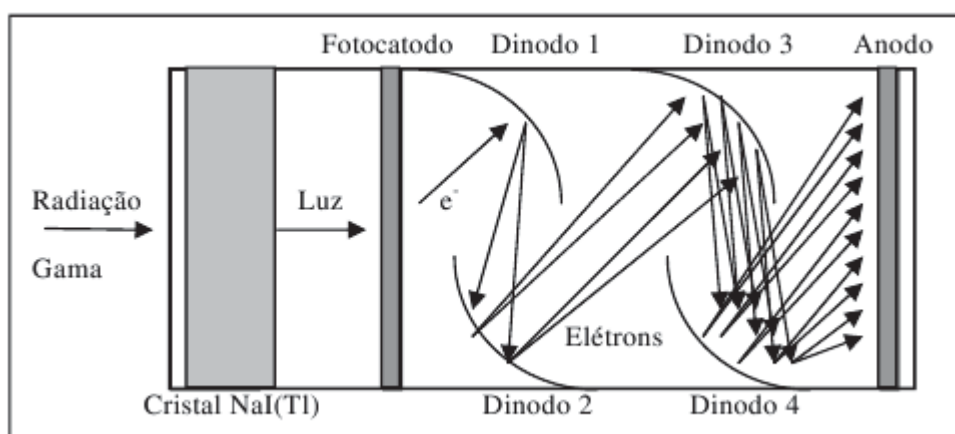
### 4.3.2. Sistema de detecção

A detecção por cintilação sólida acontece dentro de uma válvula fotomultiplicadora. Quando a radiação gama atinge o cristal de NaI(Tl) ele absorve a radiação e emite luz. A luz é direcionada opticamente para um fotocátodo localizado após o cristal, que absorve a luz e emite elétrons. Os elétrons são acelerados para um dinodo localizado após o fotocátodo, que possui um potencial elétrico positivo e mais alto que o fotocátodo.

Quando os elétrons acelerados, pela diferença de potencial elétrico, atingem o dinodo eles arrancam elétrons da superfície do dinodo e que são multiplicados e novamente acelerados por diferença de potencial elétrico para outro dinodo, depois para outro dinodo e assim por diante até passar por todos os dinodos e chegar ao anodo. A fonte de alta tensão, na ordem de 900V , alimenta o fotocátodo e os dinodos subsequentes.

A colisão dos elétrons com a superfície dos dinodos produzem uma multiplicação dos elétrons conduzidos do fotocátodo até o dinodo (receptor de elétrons), aumentando assim a intensidade do pulso de corrente elétrica gerado pela radiação gama incidente no cristal de NaI(Tl). O pulso gerado na válvula fotomultiplicadora é amplificado, medido e depois convertido em digital no microcomputador. [14]

A figura 5 ilustra o funcionamento no interior da fotomultiplicadora.



**Figura 5:** Esquema ilustrativo do sistema de detecção da radiação gama por cintilação sólida de uma válvula fotomultiplicadora acoplada a um cristal de NaI(Tl) com quatro dinodos. [14]

O equipamento de detecção fornece um espectro da contagem da radiação versus os canais. Cada um dos 1024 canais do espectro detecta pulsos em diferentes intervalos de intensidades subseqüentes, a largura da janela do discriminador que detecta apenas os pulsos neste intervalo de canais. [15]

### **4.3.3 Calibração do equipamento**

O objetivo na calibração do instrumento foi de, primeiramente, encontrar o alinhamento ideal do feixe com as amostras, e, posteriormente, de conseguir a maior contagem com o menor número de canais, com o  $I_0$  se mantendo o mais estável possível. O centro do feixe foi encontrado analisando o espectro de atenuação. Conforme um material atenuador é movimentado na direção do feixe, é possível notar quando o feixe sofre atenuação e dessa forma encontrar o centro do feixe de radiação.

Com o equipamento em funcionamento foi obtido um espectro de energia da fonte. Diminuindo a tensão na válvula fotomultiplicadora, deslocamos o fotopico característico do Amerício-241 para os canais mais baixos do espectro, evitando assim interferências detectadas com a tensão mais alta. No amplificador foram cortados os ruídos de baixa intensidade, limitando a amplificação para canais mais altos que os ruídos e mais baixos que o fotopico, ficando nítido apenas o fotopico de 59,6 keV do Am-241. O objetivo na calibração do instrumento foi de conseguir a maior contagem com o menor número de canais, com o  $I_0$  se mantendo o mais estável possível. A melhor contagem, para uma aquisição de 60 segundos, é em torno de 35.000 a 40.000. [14]

Assim, foi definida uma janela de trinta e três canais que compreendia apenas o fotopico principal. Depois de delimitada a janela, as medidas puderam ser realizadas, sendo a duração de cada aquisição de doze segundos, obtendo uma média de 60 aquisições para cada amostra. O  $I_0$  foi obtido no início e no fim das aquisições das amostras, obtendo uma média de 120 aquisições.

## **4.4 Procedimentos Teóricos**

Algumas tabelas geralmente possuem secções de choque, para muitos (mas não todos) elementos ou contém dados para um número limitado de compostos e misturas. Na prática, não é possível encontrar todas as secções de choque de forma



adequada por meio de tabelas impressas. Além disso, as seções de choque são muitas vezes necessárias para fótons de energias não incluídas nas tabelas.

O “XCom” é um banco de dados da Web que pode ser utilizado para calcular seções de choque para espalhamento, absorção fotoelétrica e produção de pares, bem como os coeficientes de atenuação total, para qualquer elemento composto, ou mistura ( $Z \leq 100$ ), com energias entre 1 keV a 100 GeV. [16]

Portanto, utilizando o XCom foi obtido o coeficiente de atenuação de massa através da composição química do osso. Composições químicas segundo a ICRU-44 [17], a ICRP-70 [18] (específicas para osso compacto) e (Jonhs & Cunningham, 1983) [11] (sem especificação do tipo de osso) bem como suas respectivas densidades são mostradas nas tabelas 4, 5 e 6.

**Tabela 4:** Composição química de osso compacto segundo (ICRU-44, 1989).

Número atômico (Z)	Fração Peso (f)
Hidrogênio (1)	0,063984
Carbono (6)	0,278000
Nitrogênio (7)	0,270000
Oxigênio (8)	0,410016
Magnésio (12)	0,002000
Fósforo (15)	0,070000
Enxofre (16)	0,002000
Cálcio (20)	0,147000
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )=1,85000	

**Tabela 5:** Composição química de osso compacto segundo (ICRP-70, 1995).

<b>Número atômico (Z)</b>	<b>Fração Peso (f)</b>
Hidrogênio (1)	0,047000
Carbono (6)	0,144000
Nitrogênio (7)	0,042000
Oxigênio (8)	0,446000
Magnésio (12)	0,002000
Fósforo (15)	0,104000
Enxofre (16)	0,003000
Cálcio (20)	0,210000

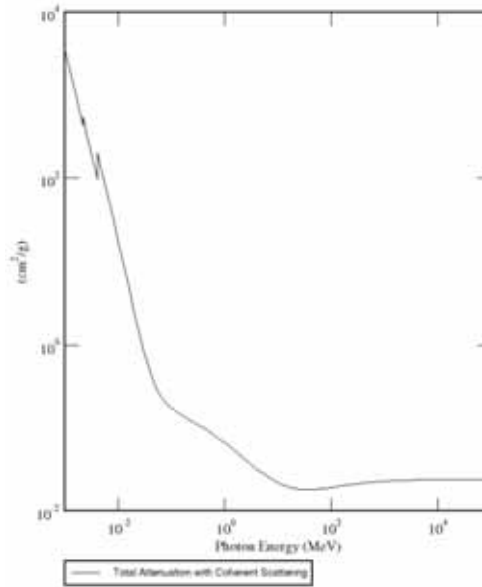
Densidade (g/cm<sup>3</sup>)=1,85000

**Tabela 6:** Composição química de osso segundo (Johns & Cunningham, 1983) [11].

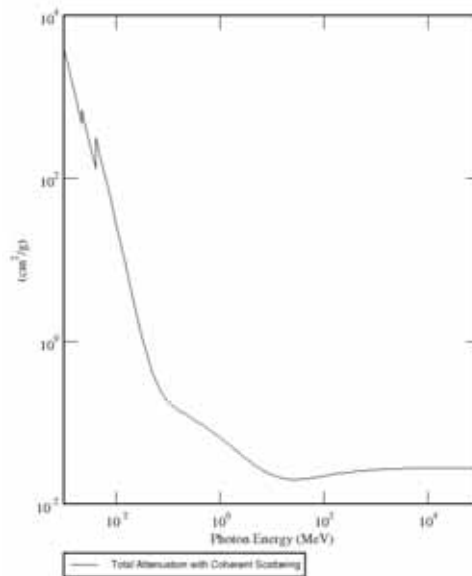
<b>Número atômico (Z)</b>	<b>Fração Peso (f)</b>
Hidrogênio (1)	0,063984
Carbono (6)	0,278000
Nitrogênio (7)	0,270000
Oxigênio (8)	0,410016
Magnésio (12)	0,002000
Fósforo (15)	0,070000
Enxofre (16)	0,002000
Cálcio (20)	0,147000

Densidade (g/cm<sup>3</sup>)= 1,650

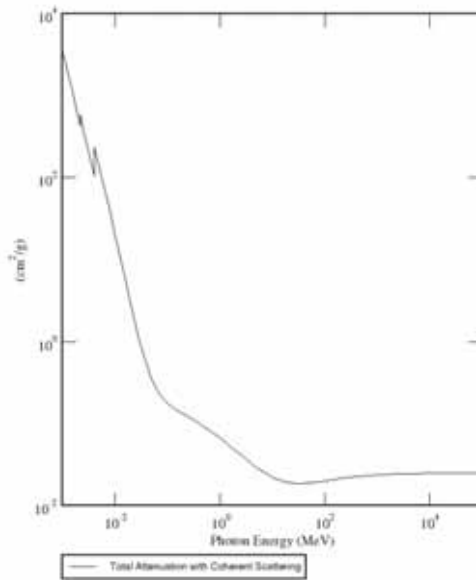
A partir desses dados e com o auxílio do “XCom”, pode-se obter os gráficos do coeficiente de atenuação de massa em função da energia e os coeficientes de atenuação de massa para cada uma das composições das tabelas 4, 5 e 6. [19]



**Figura 6:** Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso compacto de acordo com (ICRU-44,1989) com energias variando entre  $10^{-4}$  e  $10^5$  MeV.



**Figura 7:** Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso compacto de acordo com (ICRP-70,1995) com energias variando entre  $10^{-4}$  e  $10^5$  MeV



**Figura 8:** Gráfico do coeficiente de atenuação de massa em função da energia para osso segundo (Johns & Cunningham,1983) com energias variando entre  $10^{-4}$  e  $10^5$  MeV.

Os coeficientes de atenuação de massa calculados pelo XCom estão descritos na tabela 7.[19]

**Tabela 7:** Coeficientes de atenuação de massa para as composições químicas da ICRU-44, ICRP-70 e (Johns & Cuningham, 1983).

Origem	Coeficiente de atenuação de massa (cm <sup>2</sup> /g)
(ICRU-44,1989)	0,2569
(ICRP-70,1995)	0,3101
(Johns & Cuningham.1983)	0,2752

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os valores medidos para espessura, densidade e coeficiente de atenuação de massa para as amostras escolhidas são apresentados na tabela 8.

**Tabela 8:** Valores da espessura, densidade e coeficiente de massa para as amostras selecionadas.

Amostras	Espessura (cm)	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Coeficiente de atenuação de massa (cm <sup>2</sup> /g)
A5	0,3798	1,9854	0,2230
A6	0,3877	1,9845	0,2546
A7	0,4237	1,9591	0,2280
B4	0,4207	1,9181	0,2172
B5	0,4095	1,9462	0,2468
B6	0,4042	1,9599	0,2253
C2	0,3326	1,9590	0,2317
C3	0,3532	1,9635	0,2133
C4	0,3452	1,9605	0,2379
D5	0,4340	1,8982	0,2372
D6	0,4307	1,8950	0,2414
D7	0,4067	1,9174	0,2502
E6	0,4372	1,9065	0,2484
E7	0,4310	1,8949	0,2545
E8	0,4535	1,8977	0,2722
F5	0,3255	1,8293	0,2292
F6	0,3377	1,8084	0,2335
F7	0,3330	1,8320	0,2412
Média	0,394	1,913	0,242
SD	0,0392	0,0599	0,0151
CV	0,0996	0,0313	0,0625

As figuras 9 e 10 a seguir mostram os resultados obtidos na determinação da densidade e do coeficiente de atenuação de massa.

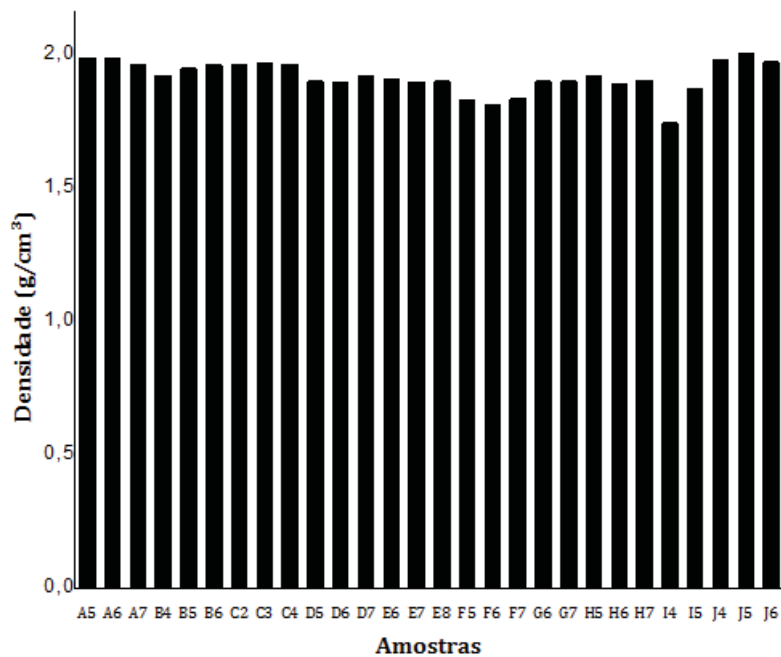


Figura 9: Valores da densidade óssea ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) das amostras de rádio de cão SRD.

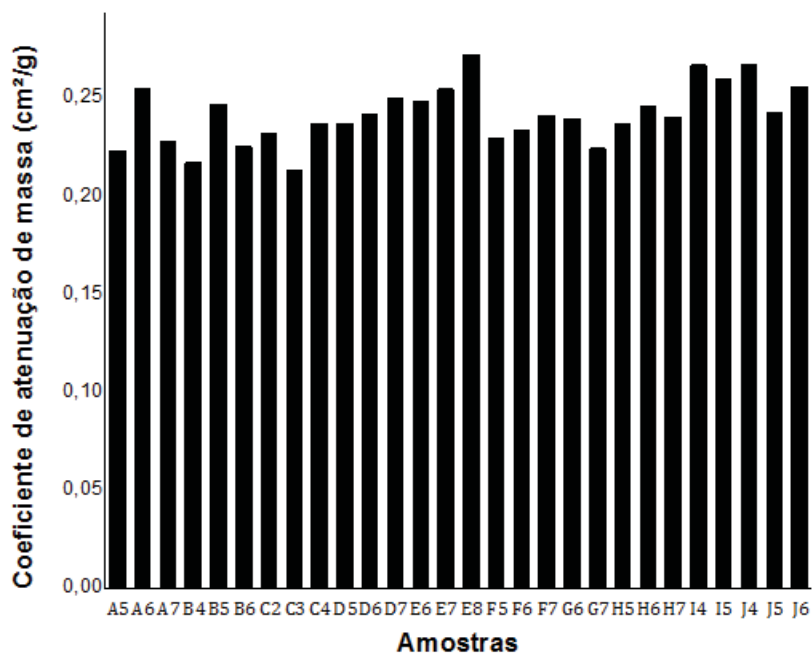


Figura 10: Valores do coeficiente de atenuação de massa de radiação gama de 59,6 keV ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) das amostras de rádio de cão SRD.

As amostras estudadas foram retiradas do osso rádio de cães SRD pelo fato de esse osso estar localizado no membro anterior do animal e ser um dos responsáveis pelo apoio e locomoção, sendo portanto, um osso importante para o desenvolvimento do animal, e por estar sujeito à osteoporose, principalmente por desuso do membro. Cães SRD foram escolhidos pelo fato de possuírem uma grande população, possibilitando obtenção de um número considerável de amostras para serem analisadas e pelo fato de estarem em grande desenvolvimento.

A escolha de fazer a análise do osso compacto da porção central de cada amostra partiu do princípio de que as amostras, depois de limpas, possuíam pouco ou nenhum osso trabecular, sendo praticamente ocas. Isso possibilitou que a realização das medidas de espessura fossem mais precisas e que a Técnica de Atenuação da Radiação Gama também fosse realizada com mais precisão, pois as amostras centrais possuem menos irregularidades em sua forma, possibilitando que o feixe sofra atenuações correspondentes às espessuras medidas, minimizando erros. Além disso, ossos longos como o rádio, diminuem a espessura da parede próximo às epífises, diminuindo assim sua espessura, dificultando a realização das medidas.

O valor médio encontrado para a espessura das amostras foi de 0,394 cm com desvio padrão de 0,0392. Essa variação é devida à diferença de idade, peso, sexo entre os cães e por estes serem sem raça definida. A medida da espessura pode ter sido uma fonte de erro, pois as amostras possuíam uma espessura muito pequena, sendo suas faces também não eram exatamente uniforme.

Para a determinação da densidade, o método de imersão mostrou-se eficiente por ser um método de determinação direto e simples, pela facilidade em montar todo o aparato e adquirir os materiais. Os dados obtidos para a densidade apresentaram um baixo coeficiente de variação, de 0,0313 e, conseqüentemente, de baixa dispersão, o que implica na eficiência no método de imersão. Um fator que pode ter contribuído para erro nas medidas foi a possível formação de bolhas durante a imersão das amostras, superestimando o valor da densidade. Isso pode ocorrer principalmente em amostras com pequenas ranhuras, resultantes de osso trabecular remanescente ou resultantes do processo de corte das amostras.

A partir dos dados da densidade, calculou-se o coeficiente de atenuação de massa para cada amostra. O valor médio para esse parâmetro foi de 0,242 cm<sup>2</sup>/g, com desvio

padrão de 0,0151 e um coeficiente de variação de 0,0625 implicando em baixa dispersão.

Comparando os valores encontrados experimentalmente com os valores da tabela 7 é possível calcular o erro percentual, apresentado na tabela 9.

**Tabela 9:** Erro percentual calculado entre os valores teóricos e o valor experimental.

Coeficiente de atenuação de massa (cm <sup>2</sup> /g) teórico	Coeficiente de atenuação de massa (cm <sup>2</sup> /g) calculado	Erro percentual (%)
0,2569 (ICRU-44, 1989)	0,2416	5,95
0,3101 (ICRP-70, 1995)	0,2416	22,09
0,2752 (Johns & Cunningham, 1983)	0,2416	12,21

Esse erro encontrado pode ser justificado pelo fato de que as composições químicas encontradas na literatura não são específicas para cães. Além disso, a composição química do osso depende da raça, do sexo, da idade e do peso do animal, não sendo um valor constante para todos os animais. A análise desses parâmetros é importante para que haja uma correlação entre o coeficiente de atenuação de massa e características intrínsecas de cada animal.

Porém, a quantidade de amostras analisadas não foi suficiente para realizar uma análise estatística significativa, sendo esta uma proposta para um novo estudo.

## 6 CONCLUSÕES

Conclui-se a partir desse trabalho que a densidade média das amostras foi de 1,914 com um desvio padrão de 0,0599. Para o coeficiente de atenuação de massa, o valor médio foi de 0,24212 cm<sup>2</sup>/g, com desvio padrão de 0,0151. Para ambos os parâmetros o coeficiente de variação foi pequeno implicando em uma baixa dispersão. Isso também demonstra que os métodos aplicados foram eficientes e de fácil aplicabilidade.



## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HERNANDEZ, C.J., KEAVENY, T.M. **A biomechanical perspective on bone quality.** Bone v 39, p 1173-1181, 2006.
- [2] LOUZADA, M.J.Q. et al. **Densidade de peças ósseas de frangos. Estudo pela densitometria óptica radiográfica.** Vet. e Zoot., São Paulo, v.9, p.95-109, 1997.
- [3] GRIER, S.J.; T1"URNER, A.S.; ALVIS, M.R. **The use of dual-energy X-ray absorptiometry in animals.** Invest. Radiol., Philadelphia, v.31, n.1, p.50-62, jan.1996.
- [4] CANTLEY,C.E.L.;FIRTH,E.C.;DELAHUNT.J.W.;PFEIFFER,D.U.;THOMPSON,K.J. **Naturally occurring osteoarthritis in the metacarpophalangeal joints of wild horses.** Equine. Vet. J., v.31, n.1, p.73-81, 1999.
- [5] FRANK, J.D. et al. **Aging and accumulation of microdamage in canine bone.** Bone.,Tarrytown, v.30, n.1, p.201-206, jan. 2002.
- [6] DRAPER, H.H. **Bone loss in animals.** Adv. Nutr. Res., New York, v.9, p.53-71,1994.
- [7] DYCE, K. M. et al. **Tratado de Anatomia Veterinária.** 2 ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koongan S. A., 1997. 664p.
- [8] REECE, W. O. **Fisiologia dos animais domésticos.** 12 ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koonga S. A., 2006. 556-559p.
- [9] JONES, T. C. et. Al. **Patologia veterinária.** 1 ed. São Paulo: Editora Manole, 2000. 1415p.
- [10] SCAFF, L. **Física na Radioterapia: a base analógica de uma era digital.** 1 ed. São Paulo,2010. 312p.

- [11] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 19 ed. Springfield: C. Thomas, 1983. 796p.
- [12] HALLIDAY, D. et al. **Fundamentos de Física**. 7 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002-2003.
- [13] REZENDE, M. A.; SEVERO, E. T. D.; QUINTANA, I. R. Estudo das variações da massa específica em *Pinus oocarpa* através da técnica de atenuação da radiação gama. *Revista Floresta*, Curitiba, v. 29, n. 1/2, p. 67-84. 1999.
- [14] COSTA, V. E. **Caracterização físico-energética da madeira e produtividade reflorestamentos de clones de híbridos de *Eucalyptus grandis* x *E. urophylla***. 2006. 99f. Tese (Doutorado em Agronomia / Energia na Agricultura) – Faculdade de Ciências Agrônômica, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2006.
- [15] MONTANHEIRO, M. N. S.; NASCIMENTO FILHO, V. F.; PINTO, F. A. Introdução à espectrometria gama. **Boletim Didático do CENA**, Piracicaba, n. 021, p. 1-17, 1977.
- [16] AKAR, A et al. **Measurement of attenuation coefficients for bone, muscle, fat and water at 140, 364 and 662 keV  $\gamma$ -ray energies**. *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*, v. 102, p. 203-211. 2006
- [17] ICRU 44. **Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. **International Commission on Radiological Units and Measurements**, Bethesda, USA, MD, 1989.
- [18] ICRP 70. **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection**, **International Commission on Radiological Protection**, Pergamon Press, Oxford, 1995.
- [19] Berger MJ, Hubbell JH. XCOM: photon cross sections database, Web version 1.2., available at <http://physics.nist.gov/xcom>. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899, USA (199). Originally published as NBSIR 87-3597 “XCOM: photon cross section on a personal computer”, 1987/1999.v