



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

Dany Bruno Borella dos Santos Grossklauss

**ANÁLISE FÍSICA DA ESTRUTURA DO
TECIDO ÓSSEO BOVINO**

Botucatu

2008

Dany Bruno Borella dos Santos Grossklauss

**ANÁLISE FÍSICA DA ESTRUTURA DO TECIDO
ÓSSEO BOVINO**

Monografia apresentada ao Instituto de
Biotecnologia, Universidade Estadual
Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus
de Botucatu, para obtenção do título de
Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Antônio Rezende
Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Botucatu

2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Grossklauss, Dany Bruno Borella dos Santos.

Análise física da estrutura do tecido ósseo bovino / Dany Bruno Borella dos Santos Grossklauss. - Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientador: Marcos Antonio Rezende

Co-orientador: Vladimir Heliodoro Costa

1. Física médica 2. Radiação - Efeitos fisiológicos 3. Bovino - Doenças - Diagnóstico

Palavras-chave: Coeficiente de atenuação de massa da radiação gama; Densidade óssea; Porosidade; Teor de umidade

Aos meus pais José Ernesto e Suely, por acreditar e confiar em mim e, todos os momentos, além do exemplo de vida que sempre me deram.

DEDICO

Aos meus parentes José Roberto, Elizabeth, Izilda e Terezinha por todo apoio que me foi dado, a minha avó Neyde pelas broncas e conselhos e ao meu avô Guilherme por sempre acreditar em mim.

DEDICO

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por me ajudar em mais uma etapa na minha vida.

A todos meus “irmãos” de república Arthur “Yakuza”, Bruno “Kremogema”, Eduardo “Rasgado”, Rafael “Xeroso”, Péricles “Testa”, Alexandre “7-vidas, João Antônio “Tokinha”, Iberê “ Etô na Bosta” pela família formada em Botucatu, e todos os momentos bons e ruins que passamos juntos.

A II turma de Física Médica, Henrique “Kelvin”, Murillo “Miracú”, Paulo “Xerek”, Ernesto “Montito” Henrique “Xupisko, Mariana “Losinha”, Guilherme “Parente”, Tiago “Birósca”, Amanda “Mixirica” por todos os instantes que passamos juntos, horas de estudos, de conversas, risadas, e a todos os amigos.

Aos professores Marcos Antônio Rezende, Vladimir Oliveira Costa e o companheiro de laboratório Edson M. Bruder pela paciência, amizade e acompanhar todos os passos deste trabalho, e contribuir para o melhor desenvolvimento.

1 Resumo

Existem patologias em animais vertebrados associadas à estrutura do tecido ósseo que afetam diretamente o sistema locomotor do animal. Tratando-se de um endoesqueleto o diagnóstico dessas patologias torna-se abstruso *in vivo*. A caracterização física da estrutura do tecido ósseo de animais sadios torna-se uma grande ferramenta no diagnóstico comparativo de animais vivos. Com isso, o objetivo desse trabalho é determinar o valor médio das principais propriedades físicas da estrutura óssea utilizadas no diagnóstico clínico, como: densidade óssea; porosidade; e coeficiente de atenuação de massa de fótons 59,6 keV de tecido ósseo bovino e verificar possíveis variações nesses valores. As amostras foram cedidas pelo Departamento de patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu-SP, sendo estas de um animal de uma fêmea bovina, utilizando o rádio, conjuntamente com estes materiais foram fornecidos os históricos deles. Foram retiradas dez amostras em cortes de 10cm ao longo do osso. Estas ainda úmidas foram submetidas ao método de imersão em água para obter a densidade, através do método de atenuação da radiação gama do radioisótopo ²⁴¹Am calculou-se o coeficiente de atenuação de massa, e depois foram secas em estufa para a determinação do teor de umidade. Para a determinação da porosidade algumas amostras foram moídas, a fim de se obter a densidade de partículas. Os resultados obtidos para o coeficiente de atenuação de massa da radiação gama para os teores de umidades saturado, ambiente e seco foram respectivamente $0,289 \pm 0,039$; $0,286 \pm 0,040$ e $0,297 \pm 0,042$. E a densidade de partículas foi de $2,2691 \text{ g/cm}^3$.

Palavras-chave: Densidade óssea, Coeficiente de atenuação de massa da radiação gama, Porosidade, Teor de umidade.

2 Abstract

There are diseases in vertebrates associated with the structure of bone tissue that directly affect the locomotor system of the animal. Being an endoskeleton, the diagnosis of these diseases becomes difficult *in vivo*. The characterization of the physical structure of the bone tissue of healthy animals becomes a major tool in the diagnosis comparison of live animals. Thus, the objective of this work is to determine the average value of the key physical properties of the bone structure used in the clinical diagnosis, such as: bone density, porosity, and mass attenuation coefficient of 59.6 keV photons of bone tissue and bovine and equine check variations in these values. The samples were provided by the pathology department of the Faculty of Veterinary Medicine and Zootechny of Botucatu-SP, which are of one male equine and one female bovine animals, using the radio and metacarpus, together with these materials were supplied the historic them. They were withdrawn ten samples in cuts of 10cm over the bone. These samples were submitted to the wet method of immersion in water for the density, by the method of attenuation of gamma radiation of radioisotope ^{241}Am , it is estimated the mass attenuation coefficient, and then were dried in the oven for determining the content moisture. In determining the porosity of the samples was tight ground, in order to obtain the density of particles. The results for the mass attenuation coefficient of gamma radiation to the levels of saturated humidity, environment humidity, dry humidity respectively 0.289 ± 0.039 ; 0.286 ± 0.040 and 0.297 ± 0.042 . And the density of particles was 2.2691 g/cm^3 .

Key-words: Bone density, coefficient of mass attenuation of gamma radiation, Porosity, content moisture.

Sumário

1	Resumo	
2	Abstract	
3	Introdução.....	9
4	Fundamentos Teóricos.....	11
4.1	Tecido Ósseo.....	11
4.2	Método de Atenuação da radiação gama.....	12
4.3	Taxas de contagens de radiação gama e sistema de colimação.....	14
4.4	Fatores que influem nas medidas radioativas.....	15
4.4.1	Radiação de Fundo (Background).....	15
4.4.2	Geometria das Medidas.....	15
4.4.3	Tempo de Resolução de um Sistema de Detecção.....	16
4.4.4	Absorção.....	16
4.4.5	Dispersão (Scattering).....	16
4.5	Medida de densidade por partículas.....	16
5.	Material e Métodos.....	18
5.1	Amostras.....	18
5.1.2	Limpeza das amostras.....	18
5.1.3	Preparação das amostras.....	18
5.2	Análise das amostras.....	18
5.2.2	Metodologia de Arquimedes (medidas de massa, volume, umidade e reatibilidade).....	22
5.2.3	Método de picnômetro (densidade por partículas e porosidade).....	23
6.	Resultados e Discussão.....	25
7	Conclusão.....	31
8	Referências Bibliográficas.....	32

3 Introdução

As propriedades das radiações ionizantes, as quais provocam alterações nos organismos vivos, representam uma séria limitação em pesquisa clínica (Alvares et al, 1969). Um dos tipos de radiações ionizantes utilizadas em análises clínica é a radiação gama (γ). Quando os fótons de raios γ atravessam um objeto sofrem atenuação, então, sua intensidade é diminuída, devido a interações atômicas que causam sua absorção e dispersão (Pietrobelii et al, 1996).

Sendo assim, esse fenômeno também acontece quando um feixe de raios γ incida sobre o osso do animal e a sua atenuação é proporcional à densidade e espessura do material, sendo a constante de proporcionalidade o coeficiente de atenuação.

O coeficiente de atenuação pode ser definido como de massa ou linear. O coeficiente de atenuação de massa é a constante de proporcionalidade da relação entre a atenuação, densidade e espessura do material. Esse depende exclusivamente da energia da radiação, composição química e características físicas do material. O coeficiente de atenuação linear é o coeficiente de atenuação de massa multiplicado pela densidade do material.

A radiação atenuada, que ocorre nos tecidos situados entre os órgãos de interesse e o detector, é um dos temas mais importantes na utilização de raios gama em radiodiagnóstico. Portanto, medidas de valores médios de substâncias biológicas, como músculo, osso, gordura e água são importantes, porém pode ocultar variações significativas. O coeficiente de atenuação linear pode ser definido como a probabilidade de o fóton interagir com um determinado material por unidade de comprimento. Os coeficientes de atenuação também são de grande importância para a dosimetria (Akar et al.,2006).

A medida da massa óssea se mostra útil na determinação do risco de fraturas conseqüentes à osteoporose e pode ajudar a identificar indivíduos que provavelmente se beneficiam com a prevenção a esta doença (Jeffcoat et al., 2000). A densitometria óssea, atualmente, é considerada o melhor método de diagnóstico desta alteração em humanos (Godoy et al,2005), sendo as técnicas comumente utilizadas são a absorciometria monofotônica, absorciometria duoenergética e a tomografia computadorizada quantitativa por (Louzada & Mesquita, 1999).

O conhecimento das propriedades físicas dos materiais, tais como densidade, umidade, porosidade e retratibilidade são extremamente importantes para o estudo de suas estruturas e está relacionado com seus parâmetros de qualidade. As propriedades físicas dos ossos nos mostram relações importantes da variação do metabolismo (Nogueira Filho, 2007).

Com isso, o objetivo desse trabalho é determinar o valor médio das principais propriedades físicas da estrutura óssea utilizadas no diagnóstico clínico, como: densidade; porosidade; e coeficiente de atenuação de massa de radiação γ do ^{241}Am com pico de energia em 59,6 keV em tecido ósseo bovino e verificar possíveis variações nesses valores.

4 Fundamentos Teóricos

4.1 Tecido Ósseo

O tecido ósseo é o principal constituinte do esqueleto e um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. Sendo o tecido ósseo um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por células como osteócitos, osteoblastos e osteoclastos e a matriz óssea (Junqueira, 2004).

As principais funções deste tecido é a proteção das vísceras, sustentação e mobilização. Portanto, fatores biomecânicos são importantes na determinação da forma dos ossos e de seu arcabouço microscópico (Duce et al, 1997).

Em estudos microscópios do tecido ósseo distingue a substância óssea compacta e esponjosa. Embora os elementos constituintes sejam os mesmos nos dois tipos de substância óssea, eles dispõem-se diferentemente conforme o tipo considerado e seu aspecto macroscópico também diferem. Na substância óssea compacta as lamínulas do tecido ósseo encontram-se fortemente unidas umas às outras pelas suas faces, sem que haja espaço livre interposto. Por esta razão, este tipo é mais denso e rígido. Na substância óssea esponjosa as lamínulas ósseas, mais irregulares em forma e tamanho, arranjam-se de forma a deixar entre si espaços ou lacunas, que se comunicam umas com as outras e são preenchidas pela medula óssea (Dangelo & Fatinni, 2007).

A matriz óssea é composta por uma parte inorgânica onde os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio. Há também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato em pequenas quantidades. O cálcio e o fósforo formam cristais, que estudos de difração de raios-X mostraram ter a estrutura da hidroxiapatita com a seguinte composição: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

A parte orgânica é formada por fibras colágenas do tipo I e por pequena quantidade de proteoglicanas adesivas. Em virtude de sua riqueza em fibras colágenas, a matriz desclassificada cora-se pelos corantes seletivos do colágeno. A associação de hidroxiapatita com fibras colágenas é responsável pela dureza e resistência do osso (Junqueira, 2004).

4.2 Método de Atenuação da radiação gama

A técnica de atenuação e transmissão da radiação gama é uma ferramenta já consolidada e de grande utilidade na investigação não destrutiva. Diversos trabalhos foram publicados mostrando a aplicação desta técnica nas mais diversas áreas do conhecimento humano (Junior, 2006), (Costa, 2006) e (Rezende, 1997).

Na área agrícola por exemplo, esta técnica foi utilizada para a determinação simultânea de densidade e umidade de solos (Ferraz, 1974). A engenharia química é outra área onde esta técnica é muito aplicada como no estudo da medida de concentrações sem interferir no processo de sedimentação (Hamacher, 1978).

A técnica também é utilizada para determinação de densidade e coeficiente de atenuação de massa em materiais empregados na construção civil utilizando simulações de Monte Carlo MCNP4B para energias de 50 – 3000 keV de raios gama que comparados a resultados da literatura se mostraram aceitáveis (Salinas, 2006).

Para determinação das propriedades físicas de interesse que podem definir um grau de interações da matéria óssea com a radiação, a utilização do método nuclear de atenuação da radiação gama se comporta de maneira simples e confiável (Nogueira Filho, 2007)

Considerando o princípio da complementaridade enunciado por Bohr em 1928 a descrição ondulatória é complementar a descrição corpuscular para um fóton. Desce modo a radiação gama interage com a matéria em pelo menos três efeitos: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (Young & Freedman, 2003).

O efeito fotoelétrico é uma interação na qual o fóton incidente libera toda sua energia para um átomo que por sua vez libera um elétron, esse fotoelétron é ejetado de uma das camadas internas da eletrosfera atômica. Um elétron de uma das camadas externas “salta” para preencher logo a vacância, e a energia é concomitantemente liberada na forma de um novo fóton de raios-X, emitido em uma direção randômica e com uma energia que é característica do elemento considerado (Young & Freedman, 2003).

Este fóton secundário é de energia igual ou mais baixa que o fóton incidente. Pode emergir como radiação secundária do objeto, mas na maioria das vezes é absorvido através de novas interações. O átomo permanece ionizado, e o fotoelétron liberado colide com outros átomos e provoca um grande número de ionizações secundárias. O efeito fotoelétrico é forte quando a energia do fóton incidente é apenas moderadamente mais alta que a energia de ligação de um elétron da camada interna. A energia do fóton suficiente para liberar um fotoelétron da camada K é designada como *margem K*, porque a atenuação dos raios-X aumenta abruptamente como um fenômeno limiar neste nível de energia. As margens K têm valores característicos para diferentes elementos.

Em tecidos moles constituídos de elementos mais leves (C, N, O), a atenuação fotoelétrica torna-se quantitativamente menos importante nas energias de fóton acima de 35keV. Como a energia de ligação da camada K de elétrons é mais alta para os elementos mais altos (como cálcio), o efeito fotoelétrico torna-se quantitativamente importante para imagens ósseas até uns 50keV. O Bário e iodo têm suas margens K em 37keV e 33keV, respectivamente. São estas margens K altas que são utilizadas quando o bário e o iodo são usados como meios de contraste (Flecknstein & Trantum, 2004).

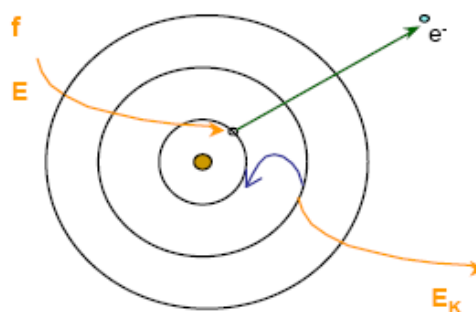


Figura 1 – Efeito Fotoelétrico

O efeito Compton resulta da interação dos fótons de raios-γ com elétrons da camada mais externa que são ejetados (salto de elétrons) para deixar o átomo ionizado, enquanto o fóton incidente prossegue com energia reduzida e com mudança concomitante de direção. Um fóton de raios-γ pode se envolver em várias ocorrências de dispersão inelástica em seu trajeto através de um objeto perdendo, eventualmente toda sua energia, isto é, ser absorvido pelo tecido.

A dispersão de Compton explica algumas das dispersões em radiologia diagnóstica. Depende principalmente do número de elétrons por unidade de volume do tecido, e este por sua vez se correlaciona quase linearmente com a densidade de massa dos tecidos. Independe do número atômico, e este é um motivo porque o contraste do osso em relação às partes moles diminui em raios- γ de alta energia, onde o efeito fotoelétrico desaparece (Flecknstein & Tranum, 2004).

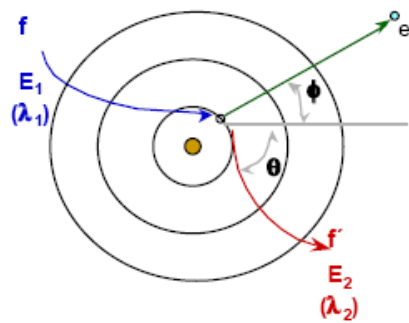


Figura 2 – Efeito Compton

4.3 Taxas de contagens de radiação gama e sistema de colimação

Para se obter boa precisão na medição da radiação gama, é necessário que se tenha altas taxas de contagens. Esta, por sua vez, aumenta com o aumento da atividade da fonte, largura do feixe, diminuição da distância entre fonte e o detector e a abertura da janela do discriminador de energia. Entretanto, nem sempre é possível aumentar a taxa de contagem em função dessas variedades. Fontes radioativa de altas atividades não são muito práticas para serem utilizadas, por isso dificilmente se empregam fontes com atividades superiores a 300mCi (Rezende, 1997).

O feixe deve ser estreito a fim de garantir medidas pontuais com alta resolução, mas também é necessário que se tenha altas taxas de contagens. Esses dois fatores são conflitantes, pois, á medida que se diminui a largura do feixe, também diminui consideravelmente a taxa de contagem. Deve-se então, estabelecer uma largura ideal ou próxima à ideal a fim de satisfazer essas duas condições (Rezende, 1997).

4.4 Fatores que influem nas medidas radioativas

Raramente obtemos as medidas absolutas da radioatividade de uma fonte. As medidas, em geral, são relativas, pois a atividade de uma amostra desconhecida é comparada à atividade da amostra conhecida, ou seja, o padrão. Entretanto, é necessário tomar conhecimento de diversos fatores que podem participar do resultado dessas medidas, mascarando a resposta dada pelo sistema detector. Entre eles destacam-se: radiação de fundo, geometria de medidas, tempo de resolução de um sistema de detecção, absorção e dispersão (Bitelli, 2006).

4.4.1 Radiação de Fundo (Background)

Esta é devida à radiação cósmica, às impurezas radioativas, às fontes de radiação próximas ao local de medidas, aos estoques de material radioativo etc., como também ao ruído do sistema eletrônico. A radiação de fundo é sempre assinalada pelo detector e, portanto, deve ser subtraída das contagens para obtenção do resultado real. Existem vários métodos para diminuir a participação do background (Bitelli, 2006):

- usar, nos detectores e suportes, materiais que não estejam contaminados por substâncias radioativas;
- encerrar os detectores em castelos de chumbo;
- evitar lugares perto de materiais radioativos ou aparelhos de raios X;
- usar circuitos de coincidência .

4.4.2 Geometria das Medidas

As posições relativas da amostra, do tubo e dos suportes formam a geometria da medida. Qualquer modificação provoca alteração no seu resultado; por isso, as medidas devem ser feitas sempre sob a mesma geometria, evitando correções complicadas (Bitelli, 2006).

4.4.3 Tempo de Resolução de um Sistema de Detecção

O intervalo de tempo τ , durante o qual sistema de detecção é insensível às novas radiações, chama-se tempo de resolução de um sistema de detecção. Em outras palavras, é o intervalo de tempo mínimo necessário para que duas radiações distintas possam ser registradas individualmente pelo sistema de detecção. Esses intervalos de tempo insensíveis às radiações produzem diminuição na taxa de contagem, e é necessária a correção dessa perda por coincidência para que se obtenha a taxa de contagem verdadeira (Bitelli, 2006).

Com detectores de cintilação o problema é ainda mais facilitado. Nestes sistemas, o tempo de resolução, geralmente menor que 10 μs é praticamente ao aparelho de medida (Bitelli, 2006).

4.4.4 Absorção

Qualquer material interposto entre a fonte e o detector absorve a radiação, em proporção que depende do tipo da radiação e da densidade do absorvedor. Para diminuir a influência desse fator, as paredes e janelas do detector devem ter a mínima espessura possível (Bitelli, 2006).

4.4.5 Dispersão (Scattering)

Quando penetram na matéria, as radiações sofrem dispersão (espalhamento). Parte é desviada, o que modifica o resultado das medidas. Para evitar erros devido à dispersão, é necessário que as medidas sejam feita sob as mesmas condições (dimensão das fontes, suportes, distancia do detector, geometria, etc.) (Bitelli, 2006).

4.5 Medida de densidade por partículas

A densidade de partículas tem sido determinada predominantemente pela medição do volume de sólidos via deslocamento de líquidos e normalmente usa medidas volumétricas para essa quantificação.

A escolha do método para a determinação da densidade de partículas leva em consideração aspectos como: quantidade do material a ser analisado; disponibilidade de equipamentos; exatidão requerida na determinação; praticidade; e tempo de processamento. Os métodos mais usuais para determinação da densidade de partículas baseiam-se no deslocamento de um volume de líquido ou ar por uma amostra de osso de massa conhecida. Outra possibilidade sugere a determinação da densidade de partículas pela relação entre a porosidade e a densidade do osso (Flint & Flint, 2002).

Dos métodos baseados no deslocamento de líquido, o método do picnômetro e similares geralmente utilizam água, podendo também ser usado querosene (Forsythe, 1975). Tais métodos utilizam câmara de vácuo ou submetem a amostra à fervura para a retirada do ar do interior da suspensão. O método do balão volumétrico, por sua vez, utiliza álcool (Kiehl, 1979; Embrapa, 1997), dispensando o uso da câmara de vácuo e fervura da suspensão, em função da maior facilidade de penetração do álcool pelas interfaces dos constituintes da amostra, por apresentar baixa tensão superficial quando comparado à água.

5. Material e Métodos

5.1 Amostras

Os ossos de bovinos foram cedidos pelo Departamento de patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu-SP, sendo fornecido conjuntamente o histórico do animal. Estas amostras foram obtidas de forma *in natura*, ou seja, após o óbito do animal.

5.1.2 Limpeza das amostras

No próprio departamento de patologia foram retirados os tecidos moles não danificando a parte óssea através de uma cerra de fita. Para a limpeza dos tecidos moles periféricos ao tecido ósseo, o perióstio, estrutura gordurosa interna, tecido cartilaginoso entre outros, o material foi deixado dentro de uma cuba contendo água em temperatura ambiente de modo que ficasse submerso, sendo a água trocada a cada dois dias, assim os tecidos restantes apodreceriam e sairiam naturalmente. Estas amostras foram mantidas na cuba durante 20 dias, o tecido gorduroso interno foi excluído já que as medidas tem como objetivo apenas o tecido ósseo compacto, a fim de evitar erros em medidas de atenuação da radiação gama e erros quanto a determinação da densidade por submersão.

5.1.3 Preparação das amostras

Após a limpeza, foram realizados cortes no eixo transversal do osso, dividindo este em dez partes (R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8, R9 e R10), utilizando uma serra de disco de corte. Após o corte foi realizado o lixamento de cada amostra para que suas faces ficassem plana e diminuísse o erro obtido no método de atenuação de raios-gama.

5.2 Análise das amostras

Para as análises das amostras foram utilizadas três metodologias:

- Atenuação de raio gama para determinar o coeficiente de atenuação de massa;

- Método de Arquimedes para determinar a densidade (massa e volume), umidade e reprodutibilidade;
- Picnômetro para determinar a densidade por partículas e porosidade

5.2.1 Método de atenuação de raio gama

O equipamento utilizado para realizar essa parte do experimento possui a seguinte composição:

- Fonte de radiação gama com radioisótopo Amerício-241 (^{241}Am), cuja atividade é de 200mCi e um feixe a qual colimação é de 2,5 mm x 0,5 mm;
- Detector com um sistema formado de cristais de iodeto de sódio (NaI);
- Fotomultiplicadora da marca GAMMADATA;
- Amplificador de sinal da marca GAMMADATA
- Placa de conversão de sinal analógico / digital;
- Aparato eletromecânico;
- Microcomputador;
- Suporte para acoplamento das amostras;

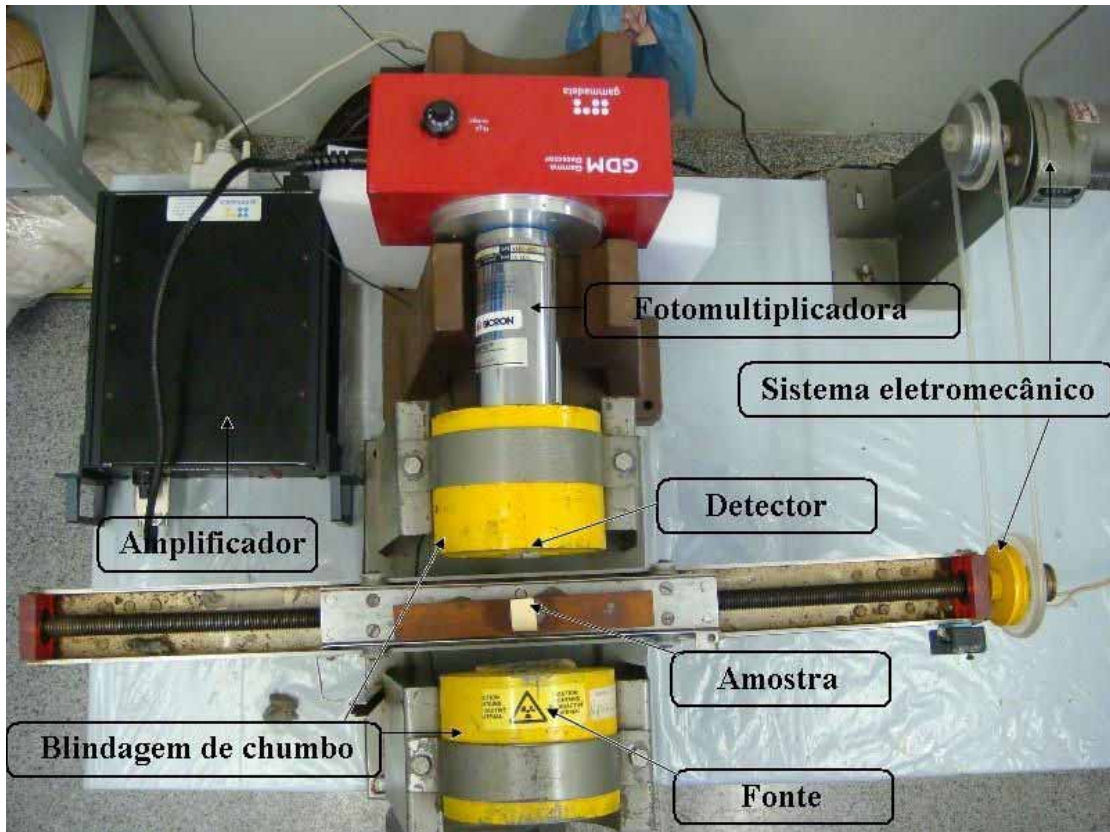


Figura 4 Fotografia do equipamento montado do Método de atenuação da radiação gama de ^{241}Am , destacando seus principais componentes (Vianna Filho, 2007).

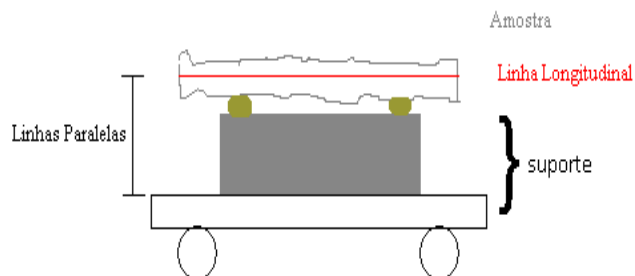


Figura 5 Esquema do suporte utilizado para a passagem das amostras

A primeira etapa desse experimento é verificar se a altura do suporte esta correta para que o feixe de radiação gama atinja as amostras, sendo a altura correta de 305,5 mm. Na segunda etapa, foi realizada a calibração do equipamento através do espectro de energia do amerício, que possui pico de 60 KeV e a partir deste espectro foi delimitado o intervalo de 26 ao 33 onde se localiza o pico do amerício.

Com a janela do espectro do amerício foi aberto um novo documento onde com estes dados obtemos o gráfico de contagens por segundo. Sendo que em cada canal utilizou-se sempre 7 segundos para realização das contagens.

Calibrado o aparelho escolhemos quatro das dez amostras para passagem pelo raio gama, sendo duas próximas das epífises (R1 e R10) e duas centrais (R4 e R7), nelas foram tracejadas quatro linhas como mostra a FIG. A amostra foi acoplada sobre o suporte de modo que a linha tracejada fique paralela ao equipamento e a uma altura próxima de 30 centímetros para que o feixe de raio gama passe corretamente ao longo da linha tracejada.

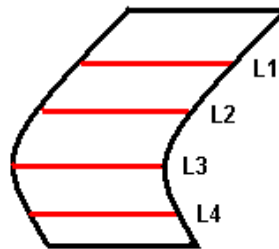


Figura 6 Amostras tracejada com 4 linhas por onde são passados os feixes da radiação gama.

O aparato eletromecânico é ajustado para fazer com que o suporte ande cerca de 1,5 milímetros por minuto, obtendo assim uma maior quantidade de valores para feixes incidentes (I_0) e feixes detectados (I) que foram armazenados através de tabelas.

O experimento foi realizado em três condições de umidade: saturada, ambiente e seca.

Com os dados das tabelas foram os calculados os coeficientes de atenuação de massa através da equação (1) :

$$\mu = \frac{\text{Ln}\left(\frac{I_0}{1 - \tau I_0} - BG\right) - \text{Ln}\left(\frac{I}{1 - \tau I} - BG\right)}{\rho \cdot x} \quad (1)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação de massa (cm^2/g), ρ é a densidade aparente (g/cm^3), x é a espessura da amostra (cm), τ é o tempo morto do sistema eletrônico, BG é a radiação de fundo (contagens/ minutos).

5.2.2 Metodologia de Arquimedes (medidas de massa, volume, umidade e retratibilidade)

O equipamento utilizado para realização desse método possui a seguinte composição :

- Béquero de vidro marca VIDROLABOR 600 ml
- Fio de cobre
- Balança de precisão TECNAL – BG 400
- Suporte universal

Primeiramente posicionou-se o béquer contendo 400ml de água sobre balança calibrada, e tarando-a logo em seguida. Posteriormente amarrou-se o fio de cobre na amostra para que realiza-se a imersão desta, sem que a mesma encoste em qualquer superfície do béquer inclusive no fundo. Feito isso o valor numérico do empuxo é registrado pela balança que será numericamente o volume da amostra.

Antes da imersão da amostra é realizada sua pesagem obtendo sua massa (g) nas condições saturada, ambiente e seca e após a imersão é obtido seu volume (cm³) nas condições saturado, ambiente e seco e com esses dados podemos obter o resultado da densidade aparente utilizando a seguinte equação:

$$\rho_s = \frac{M_s}{V_s} \quad (2) \quad \rho_a = \frac{M_a}{V_a} \quad (3) \quad \rho_o = \frac{M_o}{V_o} \quad (4)$$

onde ρ_s representa a densidade aparente no estado saturado, ρ_a a densidade aparente no estado ambiente e ρ_o densidade aparente no estado seco, M_s representa a massa no estado saturado, M_a a massa no estado ambiente e M_o a massa no estado seco, V_s representa o volume no estado saturado, V_a o volume no estado ambiente e V_o representa o volume no estado seco.

Para que pudéssemos calcular a massa e o volume em diferentes umidades foram feitos alguns procedimentos com as amostras. No estado saturado a amostra foi colocada em uma cuba com água durante 15 dias, no estado ambiente a amostra foi deixado em um recipiente ao ar livre durante 3 dias, no estado seco a amostra foi colocada dentro de uma estufa durante 5 horas até atingir massa constante a uma temperatura de 90°C.

Com os dados da massa obtida pode-se calcular a umidade através da seguinte equação (5):

$$U_{bs} = \left(\frac{M_s - M_o}{M_o} \right) \cdot 100 \quad (5)$$

sendo U_{bs} umidade com base em massa seca (%), M_s é a massa saturada e M_o é a massa seca a 0% de umidade .

Os volumes encontrados durante esse experimento, foram utilizados para os cálculos da retratibilidade volumétrica parcial e retratibilidade volumétrica máxima através das seguintes equações (6) e (7) (Rezende, 2003):

$$R_v = \left(\frac{V_s - V_a}{V_s} \right) \cdot 100 \quad (6) \quad R_{v_{máx}} = \left(\frac{V_s - V_o}{V_s} \right) \cdot 100 \quad (7)$$

Onde R_v é a retratibilidade volumétrica parcial (%), desde a amostra saturada até a amostra na condição ambiente, V_s é o volume saturado (cm^3) e V_a é o volume na condição ambiente (cm^3), $R_{v_{máx}}$ é a retratibilidade volumétrica máxima, desde a amostras saturada até a amostra seca e V_o é o volume seco a 0% de umidade (cm^3).

5.2.3 Método de picnômetro (densidade por partículas e porosidade)

O equipamento utilizado para realizar essa parte do experimento possui a seguinte composição:

- Moinho Criogênico FREEZER/MILL
- Balança de precisão TECNAL – BG 400
- Balão Volumétrico de 100 ml

Para realizar esse procedimento foi feita a trituração das amostras através do moinho criogênico, adquirindo ao todo 39,42g sendo em seguida colocada em estufa durante 6 horas à 90°C. Um balão volumétrico de 100 ml foi preenchido com

água deionizada até seu menisco, logo após essa água é retirada e colocada em um Becker. Após a pesagem da amostra seca na forma de pó, está foi colocada dentro do balão volumétrico por meio de um funil e através deste, foi colocada a água novamente até atingir o menisco. O volume das partículas das amostras do osso seco foi obtida através da pesagem da água restante no Becker, após o preenchimento com água do balão contendo as amostras até o menisco. Para esse procedimento foram realizados três repetições.

Com esse resultados, serão feitas as medidas das densidades das partículas através da seguinte equação (8):

$$\rho_p = \frac{M_o}{V_p} \quad (8)$$

onde ρ_p é a densidade de partículas (g/cm^3), M_o é a massa por partículas (g) e V_p é o volume por partículas (cm^3).

Com o valor da densidade de partículas e da densidade aparente na umidade de 0% foi possível calcular a porosidade das amostras de osso através da seguinte equação (8):

$$\delta = \left(1 - \frac{\rho_o}{\rho_p} \right) \cdot 100 \quad (9)$$

onde δ é a porosidade(%), ρ_o é a densidade aparente na umidade de 0% (g/cm^3) e ρ_p é a densidade por partículas (g/cm^3).

6.Resultados e Discussão

Na tabela 1 são apresentadas as massas das dez amostras obtidas em três diferentes teores de umidade. Já na tabela 2 são apresentados os volumes calculados pelo método de imersão, no qual também é variado o teor de umidade, percebendo que quanto maior a umidade maior será as massas e os volumes nas amostras.

Tabela 1 Valores obtidos para massa saturada, massa ambiente e massa seca em gramas e seus respectivos valores médios e desvios padrões.

Amostras	Massa saturada (g)	Massa ambiente(g)	Massa seca (g)
R1	11	10,74	9,76
R2	9,54	9,34	8,47
R3	8,32	8,17	7,42
R4	7,76	7,62	6,91
R5	8,40	8,22	7,46
R6	8,06	7,92	7,18
R7	6,81	6,67	6,05
R8	7,37	7,19	6,50
R9	7,63	7,46	6,74
R10	5,84	5,71	5,13
Média	8,073±1,42	7,904±1,39	7,162±1,27

Tabela 2 Valores obtidos para volume saturado, volume ambiente e volume seco em cm³ e seus respectivos valores médios e desvios padrões.

Amostras	Volume saturado (cm³)	Volume ambiente (cm³)	Volume seco (cm³)
R1	5,35	5,27	4,83
R2	4,57	4,54	4,22
R3	4,03	3,98	3,66
R4	3,70	3,68	3,37
R5	4,02	3,99	3,68
R6	3,87	3,84	3,55
R7	3,28	3,26	3,01
R8	3,60	3,56	3,29
R9	3,78	3,72	3,45
R10	2,93	2,89	2,67
Média	3,913±0,67	3,873±0,66	3,573±0,60

Com os resultados obtidos nas tabelas 1 e 2, podemos calcular a densidade de cada amostras nas suas respectivas umidades através das equações (2), (3) e (4) como é mostrado na figura 7.

Pode-se verificar por esta figura 7 que a densidade óssea aumenta com a sua umidade, apresentando um valor máximo para a umidade de saturação. Isto mostra a importância de estabelecer uma umidade para determinação da densidade óssea. Uma sugestão que podemos apresentar é fazer a densidade óssea na umidade ambiente, ou seja, com o osso climatizados nas condições laboratoriais, que no nosso caso a amostras adquiriu uma umidade de equilíbrio de 10,40%.

Neste gráfico percebe que as epífises das amostras possuem uma menor densidade, sendo que a diáfise apresenta uma maior densidade, isso ocorre devido a concentração de osso esponjoso, onde estes se concentram em maior quantidade nas epífises. Sendo a densidade do rádio menor na extremidade inferior, que pode ser justificada pela proximidade da diartrose (articulação móvel) do rádio com o metacarpo da pata do animal, além do diâmetro médio nesta extremidade ser maior e conseqüentemente seu volume também, evidenciando uma distribuição homogênia de massa ao longo do osso.

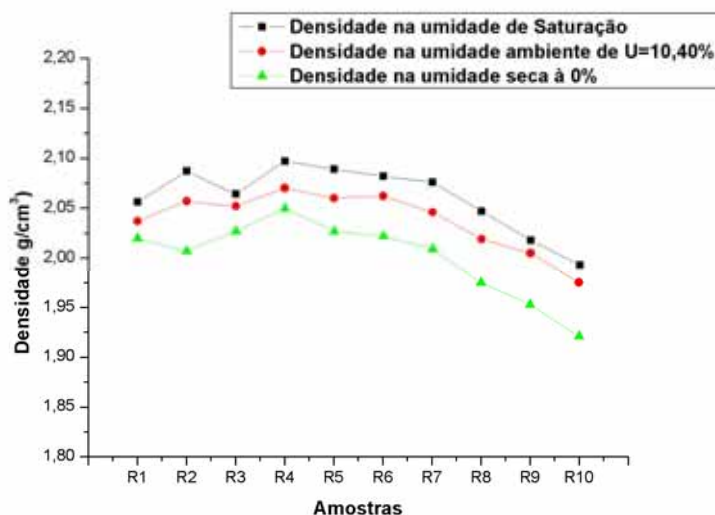


Figura 7 Valores obtidos das densidades (g/cm^3) em diferentes teores de umidade para as amostras de ossos bovinos.

Os valores da Umidade com base em massa seca (U_{bs}) para o estado saturado e ambiente, são calculados através da equação (5), e apresentados na tabela 3. Pode-se verificar nesta tabela que a umidade no estado saturado é de

aproximadamente 12,76%, enquanto que no estado ambiente, tem-se uma umidade de equilíbrio de aproximadamente 10,40%, com esses resultados podemos analisar que o material estudado possui uma porosidade baixa.

Tabela 3 Valores obtidos da umidade com base em massa seca para o estado saturado e ambiente para as amostras de ossos de bovinos, com seus respectivos valores médios e desvios padrões.

Amostras	Umidade (U_{bs} %) Saturada	Umidade (U_{bs} %) Ambiente
R1	12,704	10,040
R2	12,632	10,271
R3	12,129	10,107
R4	12,301	10,274
R5	12,600	10,187
R6	12,256	10,306
R7	12,561	10,247
R8	13,38	10,615
R9	13,204	10,682
R10	13,840	11,306
Média	12,760 ± 0,5472	10,403 ± 0,3759

A reatibilidade volumétrica (R_v) e volumétrica máxima ($R_{v\text{máx}}$) são calculadas através dos volumes obtidos pelo método de imersão, onde são encontrados os volumes: saturado, ambiente e seco, utilizando as equações (6) e (7).

As figuras 8 e 9 mostram os valores obtidos para a reatibilidade volumétrica parcial e volumétrica máxima. Pode-se verificar por essa figuras que os valores são maiores nas extremidades e menores na região central do radio, com exceção da amostra R2 na figura 9.

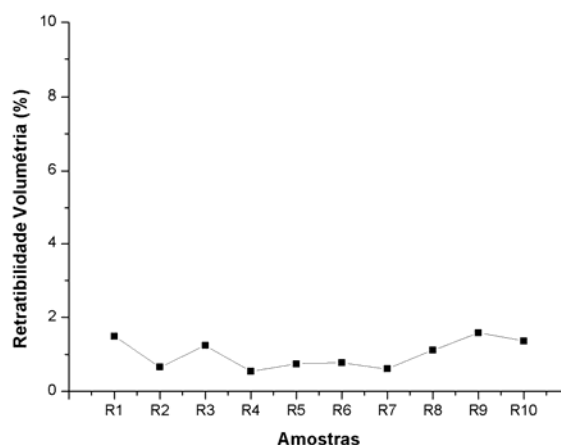


Figura 8 Valores obtidos da retratabilidade volumétrica das amostras de ossos bovinos desde o volume saturado ao volume na umidade ambiente a 11%

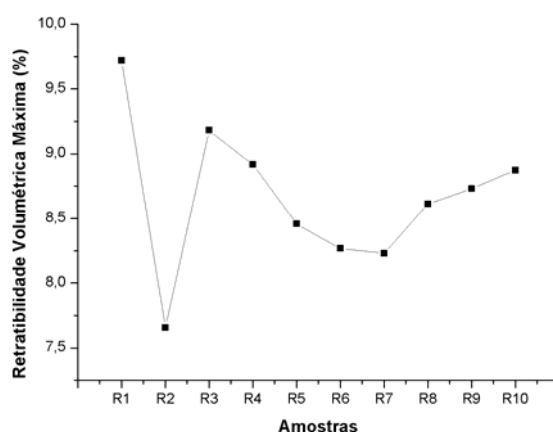


Figura 9 Valores da retratabilidade volumétrica máxima das amostras de osso bovinos, desde o volume saturado ao volume seco na umidade de 0%.

Os valores dos coeficientes de atenuação de massa são apresentados na tabela 4. Os valores médios obtidos para os teores de umidades: saturação, ambiente e seco são respectivamente $0,289 \text{ cm}^2/\text{g}$, $0,286 \text{ cm}^2/\text{g}$ e $0,297 \text{ cm}^2/\text{g}$. Estes resultados concordam com a literatura podendo serem analisados e comparados com a tabela NIST que fornece um valor de $0,314 \text{ cm}^2/\text{g}$ e a tabela ICRP que fornece um valor de $0,322 \text{ cm}^2/\text{g}$, porém estas não mostram as condições de umidade na qual foram calculados, sendo que estes tipos de condições deve ser relevantes pois estas podem alterar o resultado final.

Tabela 4 Valores obtidos para o coeficiente de atenuação de massa da radiação gama (cm^2/g) para a energia de 60 Kev do Amerício-241, para as amostras de bovinos nas linhas (L1, L2, L3, L4) e amostras (R1, R4, R7, R10), com seus respectivos valores médios e desvios padrões.

Condições de umidade	Amostras	Coeficiente de atenuação de massa da radiação gama (g/cm^2)				Média	Média Geral
		Linhas					
		L1	L2	L3	L4		
Saturado	R1	0,284	0,291	0,292	0,268	0,2837	
	R4	0,290	0,269	0,240	0,253	0,2630	0,289
	R7	0,354	0,351	0,355	0,250	0,3275	$\pm 0,039$
	R10	0,300	0,317	0,287	0,230	0,2835	
Ambiente	R1	0,270	0,300	0,283	0,268	0,2802	
	R4	0,307	0,310	0,243	0,238	0,2745	0,286
	R7	0,354	0,345	0,299	0,256	0,3135	$\pm 0,040$
	R10	0,338	0,306	0,238	0,223	0,2762	
Seco	R1	0,314	0,320	0,281	0,267	0,2955	
	R4	0,296	0,317	0,245	0,229	0,2717	0,297
	R7	0,309	0,347	0,366	0,343	0,3412	$\pm 0,042$
	R10	0,341	0,294	0,255	0,229	0,2797	

Na tabela 5 são mostrados os resultados encontrados das massas secas (g), os volumes das partículas (cm^3) e a densidade de partículas (g/cm^3) em cada repetição e seus respectivos desvios padrões.

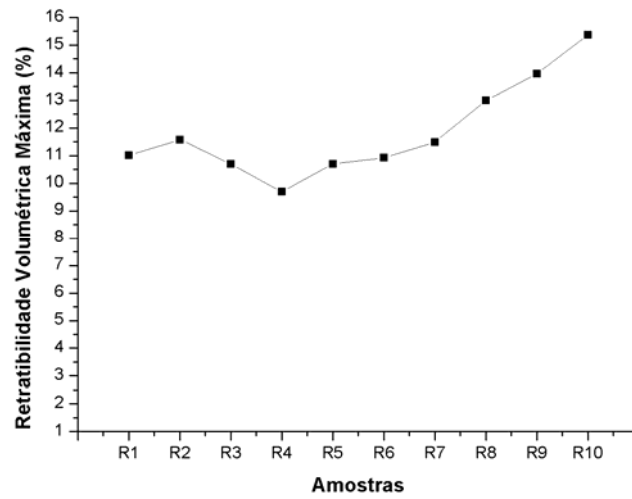
Tabela 5 Valores obtidos da densidade de partículas, massas secas e volumes das partículas com seus respectivos valores médios e desvios padrões.

Repetições	Massa seca (g)	Volume das partículas (cm^3)	Densidade de partículas (g/cm^3)
1	13,14	5,81	2,2616
2	13,26	5,75	2,3061
3	10,37	4,63	2,2397
Média	$12,25 \pm 1,63$	$5,39 \pm 0,66$	$2,27 \pm 0,03$

Utilizando a equação (9) podemos calcular a porosidade que é mostrada no figura 10, podendo analisar que fica evidente o aumento da porosidade na extremidade inferior, que pode ser justificada pela proximidade da diartrose

(articulação móvel) do rádio com o metacarpo da pata do animal, significando que há uma maior quantidade do osso esponjoso nesta região.

Figura 10 Valores obtidos da porosidade da amostras de tecido ósseo bovino



7 Conclusão

Os estudos realizados das propriedades físicas de ossos bovinos mostraram que a estrutura física do tecido ósseo do rádio de bovino adulto e sadio não é homogênea. As propriedades intrínsecas ao longo do osso, como: o coeficiente de atenuação de massa da radiação gama para energia de 60 keV e a distribuição de massa do tecido ósseo ao longo do rádio não mostraram tendências de variações.

O coeficiente de atenuação de massa médio da radiação gama de 60 keV para as amostras de bovino foi de $0,290 \pm 0,40 \text{ cm}^2/\text{g}$, não apresentando um desvio considerável.

As densidades médias aparentes dos ossos compactos encontrados para os três estado de umidade saturado, ambiente e seco foram $2,060 \pm 0,033 \text{ g/cm}^3$, $2,038 \pm 0,30 \text{ g/cm}^3$ e $2,011 \pm 0,039 \text{ g/cm}^3$ respectivamente. Concluindo que com o aumento da umidade proporciona o aumento para a densidade óssea aparente e levando em consideração também que nas epífises a quantidade de tecido esponjoso é maior em relação a diáfise.

A retratibilidade volumétrica máxima apresentou um valor médio percentual de $8,664 \pm 0,567 \%$.

Os valores médios da densidade de partículas e porosidade percentual média foram respectivamente de $2,27 \pm 0,03 \text{ g/cm}^3$ e $11,84 \pm 1,74 \%$.

8 Referências Bibliográficas

AKAR, A.; BALTAS, H.; ÇEVIC, U.; KORKMAZ, F.; OKUMUSOGLU*, N.T. **Measurement of attenuation coefficients for bone, muscle, fat and water at 140, 364 and 662 keV gamma ray energies.** Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer, vol.102, p 203-211, 2006.

ALHAVA, E.M.; KARJALAINEN, P. **The mineral content an mineral density of bone of the forearms in the healthy persons measured by Am-241 gamma ray attenuation method.** Annals of Clinical Research, vol.5, p 238-243, 1973.

ALVARES, C.L.; TAVANO, O; FREITAS, J.A.S. **Estudo comparativo entre alguns materiais como substitutos para o tecido mole, no que concerne à absorção de raios X e emissão de radiação secundária.** Estomatol Cult.1969 dez.; 3(2):153-66.

BITELLI, T. **Física e dosimetria das radiações.** 2ed. Rio de Janeiro, 2006

COSTA, V. E. **Caracterização físico-energética da madeira e produtividade reflorestamentos de clones de híbridos de *Eucalyptus grandis* x *E. urophylla*.** 2006. 99 f. Tese (Doutorado em Agronomia / Energia na Agricultura) – Faculdade de Ciências Agrônômica, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2006.

CUNHA E SILVA, R.M.; APPLONI*, C.R.; PARREIRA, P.S.; ESPINOZA-QUIÑOZES, F.R.; COIMBRA, M.M.; ARAGÃO P.H.A. Two media method for gamma Ray attenuation coefficient measurement of archaeological ceramic samples. **Applied Radiation and Isotopes**, vol.53, p 1011-1016, 1999.

DANGELO, J.G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sitêmica e Segmentar.** 3 ed. Atheneu, 2007.

DUCE, K. M.; SACK, W. O.; WESING, C. J. G. **Tratado de Anatomia Veterinária.** 2 ed. Guanabara Koogan, 1997.

EMBRAPA. **Manual de métodos de análise de solo**. Centro Nacional de Pesquisa de Solo. 2.ed. Rio de Janeiro: EMBRAPACNPS,1997. 212p.

FERRAZ, E.S.B., **Determinação Simultânea de Densidade e Umidade de Solos por Atenuação de Raios Gama do ^{137}Cs e ^{241}Am** , Tese de Livre-Docente, ESCOLA SUPERIOR DE AGRICULTURA LUIZ DE QUEIROZ, São Paulo, 1974.

NOGUEIRA FILHO, P.T.V., **Análises das propriedades físicas em estrutura do tecido ósseo eqüinos**, Trabalho de Conclusão de Curso – UNESP – Botucatu, 2007

FLECKENSTEIN, P. e TRANUM-JENSEN, J. **Anatomia em Diagnóstico por Imagens**. 2 ed, Editora Manole, 2004.

FLINT, A.L.; FLINT, L.E. Particle density. In: DANE, J. H.; TOPP, G.C. (Ed). **Methods of soil analysis: part 4 – physical methods**. Madison: American Society of America, 2002. p.229-240.

FORSYTHE, W. **Física de suelos**. Costa Rica: IICA, 1975.212p.

GODOY, C. L. B. ; VULCANO, L. C. ; SANTOS, F. A. M. ; SOARES, J. C. M. ; **Valores normais da densidade mineral óssea do acessório do carpo em eqüinos da raça Brasileiro de Hipismo (BH) determinados por meio da densitometria óptica em imagem radiográfica**. Ciência Rural vol. 35 no.3 Santa Maria, maio/ junho 2005.

HAMACHER, M.E., **Um Estuda da Sedimentação utilizando o Método de Atenuação de Raio Gama**, Tese de Mestrado- COPPE/UFRJ – Rio de Janeiro, 1978.

ICRP 70. Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection. **International Commission on Radiological Protection**, Pergamon Press, Oxford, 1995.

ICRU 44. Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. **International Commission on Radiological Units e Measurements**, Bethesda, USA, MD, 1989.

JEFFCOAT M.K., LEWIS C.E., REDDY M.S., WANG C.Y., **Redford M. Post-menopausal bone loss and its relationship to oral bone loss**. Periodontol. 2000 June; 23:94-102.

JUNQUEIRA, L. C. U., **Histologia Básica**, 10 ed, Editora Guanabara, 2004

JÚNIOR, C. C., **Desenvolvimento de um Sistema de Inspeção baseado em Transmissão da Radiação Gama para Aplicação em Dutos Flexíveis e Colunas Industriais**, Tese de Mestrado- COPPE/UFRJ- Rio de Janeiro, 2006

KARJALAINEN, P.; **A method for determination of the mineral content and mineral density of the distal radius using gamma ray attenuation**. Annals of Clinical Research, vol.5, p 231-237, 1973.

KIEHL, E.J. **Manual de edafologia**: Relações solo-planta. São Paulo: Ceres, 1979. 262p.

LOUZADA M., MESQUITA, J. F., **Densidade óssea em função da idade cronológica de coelhos normais, através da densitometria radiográfica**.: Anais do Congresso Brasileiro de Biomecânica; 1999, Florianópolis: UDESC; 1999. p 559-564.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, **Database of Coefficient Mass of X-ray**. NIST, disponível em [<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>] acessado em 16 de Agosto de 2008.

MORGAN*, H.M.; SHAKESHAFT, J.T; LILLICRAP, S.C. **Gamma-ray Backscatter for the body composition measurement.** Applied Radiation and Isotopes., vol. 49, n.5/6, p. 555-557, 1998.

PIETROBELLI A. ; FORMICA, C. ; WANG, Z. ; HEYMSFIELD, S.B. **Dual-energy x-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts.** Am J Physiol 1996 Dec.; 271(6):941-51.

REZENDE, M. C., **Uma abordagem não convencional sobre as principais características físicas da Madeira, com ênfase para retratibilidade, massa específica e técnica de atenuação da radiação gama.** Tese de Livre Docência – UNESP – Botucatu, 1997.

REZENDE, M. A. **Wood shrinkage of Pinus caribaea var. hondurensis and Eucalyptus grandis and their relationships with moisture content and specific gravity.** Scientia Forestalis, Piracicaba, n. 64, p. 120-127, 2003.

SALINAS, I.C.P.; CONTI, C.C.; LOPES, R.T. **Efective density and mass attenuation coefficient for building material in Brazil.** Applied Radiation and Isotopes, vol.64, p. 13-18, 2006.

SWANPALMERT, J.; KULLENBERG, R.; HANSSON, T. **Measurement os bone mineral using multiple-energy x-ray absorptiometry.** Physics Medical Biology, vol.43, p.379-387, 1998.

YOUNG, H.D.; FREEDMAN, R.A. **Sears e Zemansky física IV.** Tradução de Adir Moysés Luiz. 10ª ed. São Paulo: Addilson Wesley, 2003.