



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – UNESP

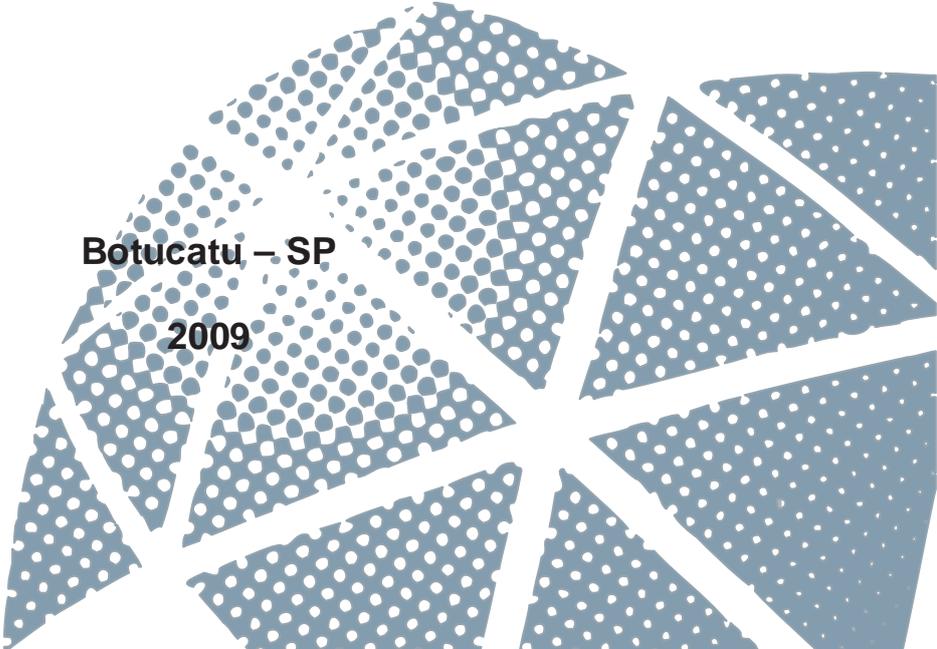
Câmpus de Botucatu

**GLAUCO ROGÉRIO VENEZIANI**

**Avaliação das doses de cães submetidos a exames radiográficos  
de pulmão**

**Botucatu – SP**

**2009**



**GLAUCO ROGÉRIO VENEZIANI**

**Avaliação das doses de cães submetidos a exames radiográficos  
de pulmão**

Monografia apresentada ao Instituto  
de Biociências de Botucatu como  
requisito obrigatório para obtenção do  
título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Morato Fernandez

Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Letícia Lucente Campos Rodrigues

Botucatu - SP

Dezembro 2009

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*

Veneziani, Glauco Rogério.

Avaliação das doses de cães submetidos a exames radiográficos de pulmão / Glauco Rogério Veneziani. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientador: Roberto Morato Fernandez

1. Radiologia veterinária 2. Cão 3. Física médica

Palavras-chave: Dose de entrada na superfície da pele; Dosímetros termoluminescente; Radiologia veterinária

# AGRADECIMENTO

A minha família que sempre ajudou e apoiou em todos os momentos e situações, mesmo sem entender ao certo o que faz um físico médico.

Agradeço a melhor turma de física médica, por fazer parte de minha vida por esses 4 anos. Pessoas que se tornaram mais do que simples amigos, irmãos.

A minha namorada que não tenho palavras para agradecer, o grande incentivo, apoio. Eu te amo minha linda.

Ao corpo docente, residentes e funcionários da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP-Botucatu.

Ao Prof. Dr. Roberto por confiar e ajudar na concretização desse projeto, pois os obstáculos não foram poucos.

A Prof. Dra. Letícia Rodrigues pelo suporte acadêmico, empréstimos da estrutura para a realização do trabalho e pela apresentação nos congressos internacionais.

**“YES, WE CAN”**

**“Sim, nós podemos”**

Barack Obama

## RESUMO

Este trabalho teve o objetivo de verificar as doses de entrada na superfície da pele (DESP) em cachorros (com suspeita de metástase pulmonar) submetidos a exames radiográficos da região torácica, utilizando-se a técnica da termoluminescência. Foram avaliados 27 exames de diferentes cachorros, os quais foram realizados na Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (FMVZ-UNESP/Botucatu). Para o cálculo da dose foram utilizados dosímetros termoluminescentes de sulfato de cálcio dopado com disprósio ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ) produzidos pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN).

Os exames de metástase pulmonar são realizados em três projeções: uma ventro-dorsal e duas latero-laterais. Durante os procedimentos foram anotadas as espessuras dessas projeções e a distância fonte-superfície de entrada da pele e, posteriormente, os dosímetros foram irradiados com o auxílio de um simulador cúbico de polimetilmetacrilato (PMMA) (30x30x30 cm) preenchido com água. Os dosímetros foram irradiados com a máxima reprodutibilidade das anotações e as energias do feixe variaram de 45 a 70 kV. Para as estimativas das doses foram feitas as curvas de calibração para as energias de 50 e 70 kV utilizando-se o feixe de raios-X diagnóstico do IPEN-CNEN e para as doses de 1,5; 2,0; 2,5; 3,5 e 4,0 mGy.

A dificuldade na imobilização dos animais reflete em má-qualidade da imagem diagnóstica e, por conseqüência, na repetição do exame. Tal fator contribuiu para o aumento das doses recebidas pelos animais em estudo.

Essa pesquisa demonstrou-se extremamente importante para a supervisão da Proteção Radiológica do Setor de Radiologia Veterinária, pois a motivação primordial para todos os trabalhos que envolvem medições de doses em radiologia diagnóstica deve-se à suposição de que, mesmo uma mínima dose, envolve um risco de futuras lesões somáticas e/ou hereditárias (Princípio ALARA).

**Palavras Chaves:** dose de entrada na superfície da pele, dosímetros termoluminescentes, radiologia veterinária.

## ABSTRACT

This study aims to determine surface skin doses in dogs (with suspected pulmonary metastasis) submitted to chest X-rays using the technique of thermoluminescence dosimetry. Twenty seven exams from different dogs were performed at the Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (FMVZ-UNESP/Botucatu). The doses were evaluated using thermoluminescent dosimeters of calcium sulphate doped with dysprosium ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ) produced by the Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN).

The pulmonary metastasis exams are carried out in three projections, one dorsal-ventral and two lateral-lateral. During the procedures the projection thicknesses and source-skin surface distances were registered. To simulate the dog phantom the dosimeters were positioned in a cubic simulator (30x30x30 cm) of polymethylmethacrylate (PMMA) filled with water and irradiated according to the parameters of projections with the X-ray energies ranging from 45 to 70 kV. To estimate the surface skin dose the dose-response curves were obtained for X-ray energies of 50 and 70 kV using the diagnostic X-ray beam machine of the Instruments Calibration Laboratory of IPEN for doses of 1.5, 2.0, 2.5, 3.5 and 4.0 mGy.

The main difficulty of this work was the dog immobilization that is reflected in poor-quality diagnostic imaging and, consequently, demands the repetition of the exams, which contributes to the increase of the doses received by the animals being studied and the clinical staff. The doses evaluated in this type of procedure are between 0.43 and 4.22 mGy.

This research has shown to be extremely important for the assessment of doses involved in veterinary diagnostic radiology procedures, and as a parameter in the individual monitoring of pet's owners who assist the animal positioning and occupationally exposed workers of the Department of Veterinary Radiology.

**KEY WORDS:** surface skin dose, thermoluminescent dosimetry, veterinary radiology.

## SUMÁRIO

---

|   |    |
|---|----|
| 1. INTRODUÇÃO.....  | 9  |
| 2. HISTÓRICOS.....  | 10 |
| 2.1. Descoberta dos raios-X.....  | 10 |
| 2.2. História da Dosimetria Termoluminescente .....   | 11 |
| 3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....   | 12 |
| 3.1. Excitação atômica ou molecular .....   | 12 |
| 3.2. Ionização.....   | 13 |
| 3.3. Radiações diretamente e indiretamente ionizantes.....  | 13 |
| 3.4. Interação da radiação eletromagnética com a matéria .....                                    | 14 |
| 3.5. Espalhamento coerente .....  | 14 |
| 3.6. Efeito fotoelétrico.....   | 14 |
| 3.7. Efeito Compton.....  | 15 |
| 3.8. Produção de Pares .....  | 17 |
| 4. QUANTIDADES E UNIDADES DE RADIAÇÃO.....  | 17 |
| 4.1. Exposição (X).....   | 17 |
| 4.2. KERMA.....   | 18 |
| 4.3. Dose Absorvida.....  | 19 |
| 4.3.1 Relação dose absorvida e exposição .....  | 19 |
| 4.4. Dose Equivalente (H) .....   | 20 |
| 4.5. Dose Equivalente Efetiva (H <sub>e</sub> ).....  | 20 |
| 5. DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO DOSÍMETRO TERMOLUMINESCENTE.....                                     | 21 |
| 6. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES.....   | 23 |
| 7. NORMAS VIGENTES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA .....  | 24 |
| 8. MATERIAIS E MÉTODOS.....   | 27 |
| 8.1. Materiais dosimétricos.....  | 27 |
| 8.2. Sistemas de irradiação .....   | 27 |
| 8.3. Metodologia.....   | 28 |
| 8.3.1. Tratamento térmico dos dosímetros.....   | 28 |
| 8.3.2. Calibração dos dosímetros .....  | 28 |
| 8.3.3. Aquisição dos dados e irradiação dos dosímetros .....                                      | 29 |
| 8.3.4. Leitura dos dosímetros.....  | 30 |
| 8.4. Monitoração das doses em indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e donos dos animais..... | 31 |
| 9. RESULTADOS.....  | 32 |
| 10. DISCUSSÃO .....   | 40 |
| 11. CONCLUSÃO .....   | 42 |
| REFERÊNCIAS .....   | 43 |

## 1. INTRODUÇÃO

---

Com o desenvolvimento de tecnologias avançadas aplicadas na área veterinária, cresceu também a aplicação da radiação ionizante no diagnóstico e tratamento de vários tipos de doenças que acometem os animais, porém, não existem ainda, limites de dose nacionais ou internacionais aplicados a animais.

O maior problema da radiologia veterinária é a imobilização do animal, o qual não pode ser anestesiado devido ao custo envolvido nesse procedimento e a simplicidade da aquisição de imagem, que é rápida e indolor. Desse modo, em muitos casos, é necessário repetir o procedimento de aquisição de imagem várias vezes, aumentando a dose no animal e no proprietário e pessoal clínico que ajudam a manter o animal na posição adequada.

Diferente do pessoal clínico, que é classificado como trabalhador ocupacionalmente exposto, os proprietários dos animais são considerados indivíduos do público, e podem estar recebendo doses superiores às descritas para os indivíduos do público.

Seifert e colaboradores<sup>[1,2]</sup> publicaram trabalhos sobre a avaliação da exposição à radiação de proprietários de animais e pessoal do corpo clínico durante a realização de radiografias em pequenos animais, concluindo que os valores de dose avaliados estavam todos abaixo dos limites estabelecidos dentro dos padrões adotados na Alemanha, e que não se justifica que os proprietários recebam doses acima dos limites para indivíduos do público.

No Brasil, não foram encontrados trabalhos que avaliem as doses recebidas pelos proprietários dos animais. Os órgãos mais afetados durante a realização dos exames são as mãos, o cristalino dos olhos e a tireóide, uma vez que o proprietário deve utilizar avental de chumbo.

As Normas básicas de Proteção Radiológica adotadas no Brasil são regulamentadas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) Norma NN-3.01<sup>[3]</sup> e pela Secretaria de Vigilância Sanitária (SVS) pela Portaria 453 de 1º de junho de 1998<sup>[4]</sup> tendo em vista os riscos do uso das radiações ionizantes e a necessidade de estabelecer uma fiscalização no campo da radiologia. A exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam os limites

de dose especificados na Norma NN-3.01, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN. Esses limites de dose não se aplicam às exposições médicas<sup>[1]</sup>.

Considerando esses fatores, é necessário o estabelecimento de um sistema de Proteção Radiológica para não-humanos que seja harmonizado com os princípios de Proteção Radiológica adotados para os seres humanos<sup>[5]</sup>. Este trabalho utiliza a técnica de dosimetria termoluminescente (TL) para avaliar a dose de entrada na superfície da pele (DESP) em cães portadores de câncer submetidos a exames de raios-X para confirmação de metástase pulmonar.

## 2. HISTÓRICOS

---

### 2.1. Descoberta dos raios-X

Em 8 de novembro de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) descobre a existência e a produção da radiação X quando, na Universidade de Wüzburg-Alemanha, ao repetir o experimento de outro cientista.<sup>[6,8]</sup> Na mesma época, vários outros cientistas também investigavam a natureza dos raios catódicos produzidos nos tubos de Leonard, Hittorf e Crookes, mas foi Roentgen quem descobriu e batizou os raios-X, além de fazer a primeira radiografia da história.<sup>[7]</sup>

A dificuldade na época é que não ocorreria a ninguém um método de detecção que mostrasse se de fato existiam tais radiações. Inclusive, não se tinha certeza naquela época se aqueles raios eram partículas ou ondas eletromagnéticas.<sup>[6,8]</sup>

Roentgen percebeu que, quando fornecia corrente elétrica aos elétrons do tubo este emitia uma radiação que velava a chapa fotográfica. Intrigado, resolveu intercalar entre o dispositivo e o papel fotográfico, corpos opacos à luz visível. Desta forma obteve provas de que vários materiais opacos à luz diminuam, mas não eliminavam a emissão desta estranha irradiação induzida pelo raio de luz invisível, então desconhecido. Isto indicava que a energia atravessava facilmente os objetos e se comportava como a luz visível. Após exaustivas experiências com objetos inanimados, Roentgen resolveu pedir para sua esposa pôr a mão entre o dispositivo e o papel fotográfico.<sup>[7,8]</sup>

A foto revelou a estrutura interna da mão humana, com todas as suas formações ósseas. Essa foi a primeira radiografia obtida com os raios-X, nome dado pelo cientista à sua descoberta em 8 de novembro de 1895. Em Janeiro de 1896, Roentgen realizou a primeira radiografia em público na Sociedade de Física Médica de Wüzburg. Em Abril desse mesmo ano fez-se a primeira radiografia de um projétil de arma de fogo no interior do crânio de um paciente.<sup>[6,7]</sup>

Após estudos mais aprofundados sobre os raios-X, Roentgen descobriu que a exposição a radiação sem proteção causava vermelhidão da pele, ulcerações e emolamento. Em casos mais graves de exposição poderia causar sérias lesões cancerígenas, morte celular e leucemia.<sup>[6,8]</sup>

Desde esta época até os dias de hoje surgiram várias modificações nos aparelhos iniciais, objetivando reduzir a radiação ionizante usada nos pacientes, pois acima de uma certa quantidade sabia-se que era prejudicial à saúde.<sup>[6]</sup>

## **2.2. História da Dosimetria Termoluminescente**

Por definição, a radiação ionizante absorvida pela matéria produz ionizações. Parte dessa energia absorvida é transformada em calor, enquanto uma pequena fração é utilizada para quebrar ligações químicas. Em alguns tipos de materiais, a energia pode ser armazenada em estados metaestáveis. O fenômeno da liberação de fótons visíveis por aquecimento térmico é denominado termoluminescência. Esse fenômeno tem sido observado por séculos, sempre que certos fluoretos e pedras calcárias eram aquecidos<sup>[9,10]</sup>.

Daniels, em 1950, propôs que a termoluminescência poderia ser utilizada como instrumento para medida de radiação (dosímetro). Ele e seu grupo desenvolveram a instrumentação para essa proposta<sup>[9,10]</sup>. Em meados dos anos 50, Daniels e seus ajudantes aplicaram a termoluminescência pela primeira vez. Os dosímetros compostos por fluoreto de lítio (LiF) foram utilizados para quantificar a radiação após um teste com uma bomba<sup>[9]</sup>. A dosimetria termoluminescente (TL) também foi utilizada por Daniels e Brucer para a dosimetria *in vivo*<sup>[9]</sup>. O paciente recebeu uma dose terapêutica de iodo radioativo (<sup>131</sup>I) e, logo após, trago um cristal de LiF. O mesmo foi recuperado após atravessar o trato

digestivo, e a termoluminescência foi medida para determinar a radiação recebida pelo paciente<sup>[9]</sup>.

Embora a termoluminescência com os raios-X ou gama<sup>[9-11]</sup> tenha sido observada previamente a sua aplicação para dosimetria de radiação não foi sugerida. Alguns alunos de Daniels pesquisaram a termoluminescência<sup>[9-11]</sup>, mas os aspectos da dosimetria TL do trabalho de Daniels foram interrompidos por volta de 1955. Em 1960, as pesquisas com dosimetria TL na Universidade de Wisconsin foram retomadas por J.R. Cameron, em colaboração com Daniels e com N. M. Johnson, um estudante graduado em geologia<sup>[9]</sup>.

No final dos anos 50 diversos outros grupos iniciaram trabalhos com dosimetria TL. O grupo de Schulman no Laboratório de Pesquisas Navais desenvolveu um dosímetro composto por fluoreto de cálcio dopado com manganês ( $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ )<sup>[9]</sup>. O grupo MBLE na Bélgica desenvolveu um tipo de dosímetro-militar de fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ). Outros trabalhos foram executados na Bélgica, na União Soviética e na Alemanha<sup>[9]</sup>.

A partir de 1960 o uso da dosimetria TL aumentou rapidamente devido às inúmeras vantagens da técnica e da disponibilidade de fósforos (cristais) comerciais e facilidade de instrumentação<sup>[9]</sup>. Levando em consideração as vantagens proporcionadas pela dosimetria TL foram realizadas medidas de DESP em cães submetidos a exames radiográficos para a verificação de metástase pulmonar na FMVZ-UNESP.

### **3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA**

---

Sob o ponto de vista físico, as radiações ao interagir com um material, podem nele provocar excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo<sup>[12]</sup>.

#### **3.1. Excitação atômica ou molecular**

Interação onde elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio e, ao retornarem, emitem energia excedente sob a forma de luz ou raios-X característicos<sup>[12]</sup>. A figura 1 ilustra esse tipo de interação.

### 3.2. Ionização

Interação onde elétrons são removidos dos orbitais pelas radiações, resultando elétrons livres de alta energia, íons positivos ou radicais livres quando ocorrem quebra de ligações químicas<sup>[12]</sup>. A figura 1 ilustra esse tipo de interação.

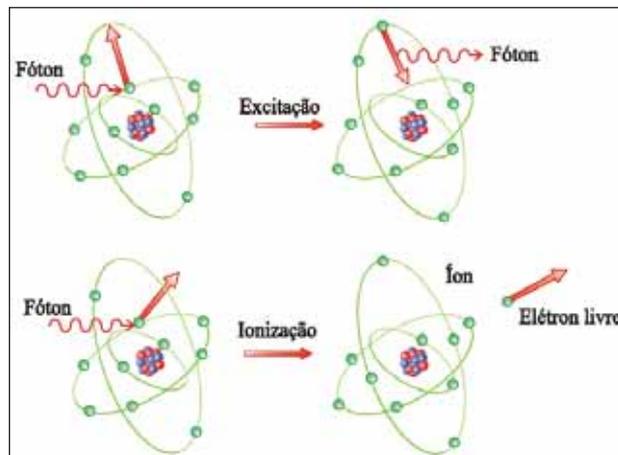


Figura 1: Modos de interação da radiação com a matéria <sup>[12]</sup>.

### 3.3. Radiações diretamente e indiretamente ionizantes

No processo de transferência de energia de uma radiação incidente para a matéria, as radiações que têm carga, como elétrons, partículas alfa e fragmentos de fissão, atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo, e são denominadas radiações diretamente ionizantes. As radiações que não possuem carga, como as radiações eletromagnéticas e os nêutrons, são chamadas de radiações indiretamente ionizantes, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons, que irão provocar novas ionizações.<sup>[13]</sup>

Quando um feixe de raios-X ou gama atravessa um objeto, podem ocorrer principalmente os seguintes tipos de interações:

- Ele pode penetrar na matéria sem interagir com a mesma,
- Ele pode interagir com a matéria e ser completamente absorvido, transferindo toda sua energia para o meio,
- Ele pode interagir com a matéria e ser espalhado ou defletido de sua direção original, perdendo parte de sua energia<sup>[13]</sup>.

### **3.4. Interação da radiação eletromagnética com a matéria**

As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são as radiações X e gama. Devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações podem penetrar em um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade ou secção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X e gama é muito maior que a das partículas carregadas, e a probabilidade de interação depende muito do valor de sua energia.<sup>[12-14]</sup>

Os principais efeitos que podem ocorrer quando a radiação eletromagnética interage com elétrons ou com o núcleo atômico são: espalhamento coerente, efeito Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e fotodesintegração. A seguir, são descritas brevemente esses tipos de interações.<sup>[12-14]</sup>

### **3.5. Espalhamento coerente**

No espalhamento coerente, o fóton causa uma excitação no átomo. Espontaneamente, o átomo volta ao estado fundamental, emitindo um fóton de mesma energia do fóton incidente. É importante notar que, nesse tipo de interação não há transferência de energia ao átomo. Se a interação ocorre com o núcleo, o processo recebe o nome de espalhamento Thomson. Quando o fóton interage com um elétron orbital, o processo é denominado espalhamento Rayleigh. A probabilidade de ocorrência do espalhamento coerente está diretamente relacionada com o quadrado do número atômico do material alvo e inversamente proporcional à energia do fóton. Além disso, sua ocorrência está limitada a fótons de energias inferiores a 10 keV, que está aproximadamente no intervalo das energias de ligação dos átomos.<sup>[13]</sup>

Nesse processo, o fóton incidente interage com o átomo, causando uma excitação no mesmo. Espontaneamente, o átomo emite um fóton com energia igual à do fóton incidente<sup>[13]</sup>.

### **3.6. Efeito fotoelétrico**

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou gama a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética ( $E_c$ ) bem definida.<sup>[13]</sup>

$$E_c = h\nu - B_E$$

Em que:

$E_c$  é a energia cinética do fóton,

$h$  é a constante de Planck,

$\nu$  é a frequência da radiação,

$B_E$  é a energia de ligação do elétron orbital.

Por meio da figura 2, pode-se observar a ocorrência do efeito fotoelétrico. Esse ocorre quando um fóton incidente é totalmente absorvido, causando a ionização de um elétron atômico. O resultado da ionização é a ejeção de um fotoelétron e o “desaparecimento” do fóton incidente. A lacuna deixada pelo elétron ejetado é preenchida por elétrons de camadas mais energéticas, e o excesso de energia é liberado na forma de radiação-X, denominada radiação característica, uma vez que é característica da energia de ligação de cada camada que, por sua vez, varia de átomo para átomo<sup>[13]</sup>. O átomo em questão torna-se um íon positivo devido à deficiência de elétrons.

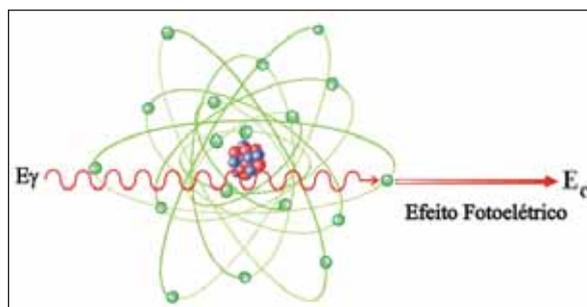


Figura 2: Representação do efeito fotoelétrico <sup>[12]</sup>.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico  $Z$ . A probabilidade de ocorrência aumenta com  $(Z)^4$  e decresce rapidamente com o aumento da energia.

### 3.7. Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material em outra direção<sup>[12]</sup>. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons

com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. O efeito Compton está representado na figura 3.

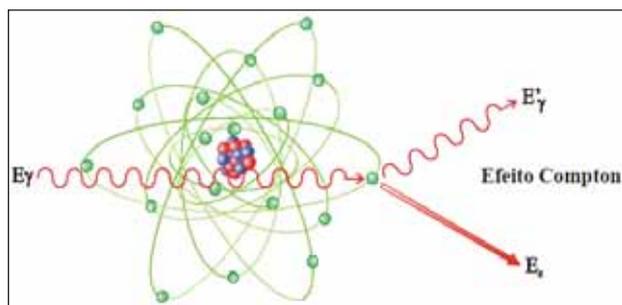


Figura 3: Representação do efeito Compton.<sup>[12]</sup>

O efeito Compton é um processo de colisão entre um fóton incidente e elétrons livres, onde na categoria de elétrons livres se enquadra aqueles em que a energia de ligação com o núcleo é pequena o suficiente, quando comparada à energia do fóton incidente. O efeito Compton acontece quando somente uma parcela da energia do fóton incidente é absorvida pelo átomo e um fóton de menor energia é produzido. Como esse fóton deixa o átomo com uma direção diferente do fóton incidente, o efeito Compton é também designado como espalhamento incoerente ou inelástico. A energia absorvida pelo átomo é suficiente para arrancar um elétron, deixando o átomo ionizado.<sup>[12,13]</sup>

A energia do fóton espalhado é igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a soma da energia de ligação do elétron e da energia cinética do elétron ejetado. Matematicamente, a energia transferida pode ser representada de acordo com a equação:

$$h\nu = h\nu' + E_c$$

Em que:

$h\nu$  é a energia do fóton incidente;

$h\nu'$  é a energia do fóton emitido;

$E_c$  é a energia cinética do elétron ejetado.

Quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente. A probabilidade de ocorrência do efeito Compton não depende do número atômico do material alvo, uma vez que a interação ocorre com elétrons livres. Por

isso, sua ocorrência está diretamente ligada à densidade eletrônica do material, e inversamente relacionada à energia do fóton incidente.<sup>[12,13]</sup>

### 3.8. Produção de Pares

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na figura 4, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron. As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a dois fótons, cada um com energia de 511 keV.<sup>[12,13]</sup>

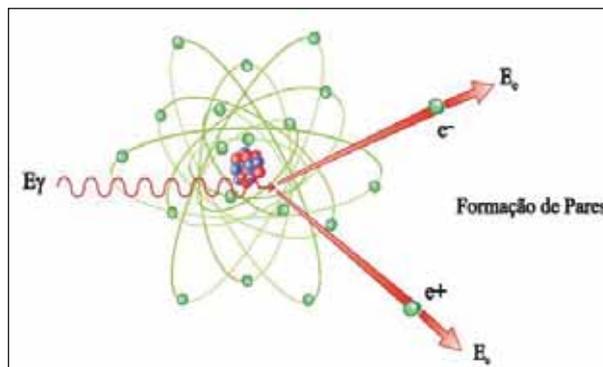


Figura 4: Representação da produção de pares<sup>[12]</sup>.

## 4. QUANTIDADES E UNIDADES DE RADIAÇÃO

---

### 4.1. Exposição (X)

É o quociente entre  $dQ$  por  $dm$ .

$$X = \frac{dQ}{dm} = \frac{[C]}{[Kg]}$$

Em que:

$dQ$  é a quantidade total de cargas de um único sinal (positivas ou negativas) produzidas no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons em um elemento de volume de ar, cuja massa é  $dm$ , são completamente freados no ar<sup>[14]</sup>.

A unidade convencional para exposição é o roentgen (R), mas no sistema internacional (SI) a unidade é fornecida por coulomb por quilograma no ar (C/Kg).<sup>[13]</sup>

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$$

$$1\text{C/Kg} = 3876 \text{ R.}$$

Quando um pequeno volume de ar é exposto à radiação ionizante (raios-X, gama, etc.) alguns dos fótons irão interagir com os elétrons nas camadas eletrônicas. A interação separa os elétrons do átomo, produzindo um par de íons. Quando o elétron carregado negativamente é removido, o átomo torna-se um íon positivo. Dentro de uma massa específica a quantidade de ionizações produzidas é determinada por dois fatores: a concentração de fótons de radiação e a energia dos fótons individuais.<sup>[13,14]</sup>

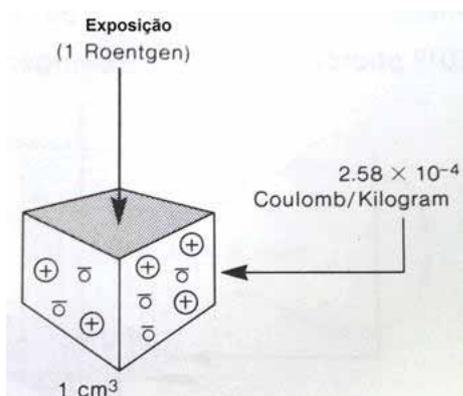


Figura 5: Ilustração da produção de íons em um volume de ar.<sup>[13]</sup>

#### 4.2. KERMA

O kerma (*Kinetic Energy Released per unit of mass*) está definido e é representado pela seguinte relação<sup>[3]</sup>:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{[J]}{[Kg]}$$

Em que:

$dE_{tr}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$ .<sup>[13]</sup>

O kerma possui duas componentes: uma colisional e outra radioativa. A componente colisional refere-se à deposição de energia nos processos de excitação e ionização de

elétrons atômicos, enquanto a componente radioativa está relacionada às radiações do tipo *Bremsstrahlung* que acaba saindo do volume que contém a massa  $dm$ . Quando a radiação do tipo *Bremsstrahlung* produzida por uma determinada radiação é desprezível, o kerma é igual à dose absorvida.<sup>[12,13]</sup>

### 4.3. Dose Absorvida

Um dos principais efeitos da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento, cujos fótons podem escapar do material.<sup>[3,12,13]</sup>

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição dessa grandeza. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a Dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse, ou seja:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{[J]}{[Kg]}$$

Em que:

$dE$  é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa  $dm$ .

Conforme está definido, o termo dose absorvida se aplica a qualquer tipo de radiação e a qualquer material. A unidade antiga era medida em rad (*radiation absorbed dose*), sendo que 1 rad equivale a 100 ergs de energia absorvida por 1g de matéria. Nas unidades do SI, a grandeza dose absorvida é expressa em J/kg ou gray (Gy) sendo que<sup>[12,13]</sup>:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 0,01 \text{ J/kg} = 0,01 \text{ Gy}.$$

#### 4.3.1 Relação dose absorvida e exposição

A dose absorvida no ar pode ser diretamente obtida apenas medindo a exposição. Como se sabe 1 R produz  $2,58 \times 10^{-4}$  C/kg de ar. Como a energia de ionização no ar equivale a 33,67 J/C, temos que<sup>[12]</sup>:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg} \cdot 33,67 \frac{J}{C} = 8,69 \times 10^{-3} \frac{J}{kg} = 0,869 \text{ rads}$$

#### 4.4. Dose Equivalente (H)

Esta grandeza, definida no Brasil como Dose equivalente, é uma tradução equivocada de “Dose Equivalent” das recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP 26*). Esta grandeza, assim denominada, ficou estabelecida nas normas da CNEN-3.01. A tradução correta seria Equivalente de dose, pois o conceito definido foi de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico.<sup>[3,12]</sup>

A unidade oficial de dose equivalente é o sievert, representada pelo símbolo Sv, tendo como equação de definição:

$$H(\text{Sv}) = D(\text{Gy}) \times Q$$

Em que:

D é o valor da dose absorvida;

Q é o fator de qualidade que difere de acordo com o tipo da radiação.

A tabela 1 ilustra os fatores de qualidade para alguns tipos de radiação.

**Tabela 1:** Fatores de qualidade Q para os diferentes tipos de radiação<sup>[3]</sup>.

| <i>Tipo de radiação</i>   | <i>Q</i> |
|---|----------|
| Raios-X, raios- $\gamma$ , elétrons, pósitrons e múons                            | 1        |
| Nêutrons < 10keV  | 5        |
| 10 keV – 100 keV  | 10       |
| 100 keV – 2 MeV   | 20       |
| 2 MeV – 20 MeV  | 10       |
| < 20 MeV  | 5        |
| Prótons > 2MeV  | 2        |
| Partículas- $\alpha$ , fragmentos de fissão de núcleos pesados não-relativísticos | 20       |

#### 4.5. Dose Equivalente Efetiva (H<sub>e</sub>)

Essa é uma grandeza utilizada para se avaliar o dano de um determinado tipo de radiação em diferentes tecidos biológicos. Está baseada no princípio de que, para certo nível de proteção, os riscos devem ser os mesmos se o corpo for irradiado uniformemente, ou se

a radiação é localizada em determinado órgão<sup>[12]</sup>. Para isso, a cada órgão se relaciona uma constante de ponderação, alguns dos quais estão representados na tabela 2.

**Tabela 2:** Fatores de ponderação para alguns órgãos do organismo humano<sup>[12]</sup>.

| <i>Órgão</i>      | <i>Fator de ponderação (w)</i> |
|-------------------|--------------------------------|
| Gônadas           | 0,25                           |
| Mama              | 0,15                           |
| Medula óssea      | 0,12                           |
| Pulmão            | 0,12                           |
| Tireóide          | 0,03                           |
| Osso              | 0,03                           |
| Restante do corpo | 0,06                           |

Dessa forma, a grandeza dose equivalente efetiva pode ser calculada de acordo com a equação:

$$H_E = \sum_i w_i \times H$$

Em que:

$H_E$  é o valor da dose equivalente efetiva;

$\sum_i w_i \times H$  é o valor da somatória do fator de qualidade de cada órgão multiplicado pelo valor da dose equivalente.

## 5. DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO DOSÍMETRO TERMOLUMINESCENTE

A resposta TL é consequência direta da interação da radiação ionizante incidente com o material fósforo. Particularmente, esta resposta TL é proporcional ao coeficiente de absorção da energia do fóton. Embora diversas possibilidades de mecanismo de interações da radiação ionizante com a matéria sejam conhecido três tipos apresentam os principais papéis na medição da radiação: o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares. Todos estes efeitos levam a uma transferência parcial ou completa da energia do fóton para o material. Materiais com maior número atômico efetivo ( $Z_{ef}$ ) apresentam o efeito fotoelétrico tornando-se mais pronunciado para energias de fótons abaixo de 100 keV.<sup>[15]</sup>

Deve-se considerar que é desejável que o fósforo tenha uma interação com a radiação semelhante àquela que ocorreria no tecido biológico, sobre o qual se deseja avaliar os *efeitos biológicos* da radiação. A interposição de filtros permite correções da dependência energética porque:

1- radiações de baixa energia são mais intensamente atenuadas por estes filtros do que as maiores,

2- embora gerem maior sinal TL (devido a 1) os feixes de fótons de baixa energia atingem o material com intensidade menor. <sup>[15]</sup>

Assim, os efeitos 1 e 2 diminuem a dependência energética. Utilizar estes efeitos para corrigir a dependência energética, ainda que pareça simples, na prática é um problema difícil de engenharia de materiais. Há que se avaliar não só o tipo de material (coeficiente de atenuação), como também sua espessura ou geometria para tornar o dosímetro TL prático. <sup>[17]</sup>

A dependência energética deve ser conhecida e corrigida. Principalmente para detectores termoluminescentes com  $Z_{ef}$  maior, como o  $CaSO_4:Dy$  <sup>[15,16]</sup>.

Na figura 6 pode-se observar a dependência energética do dosímetro TL do  $CaSO_4:Dy$  para três filtros distintos.

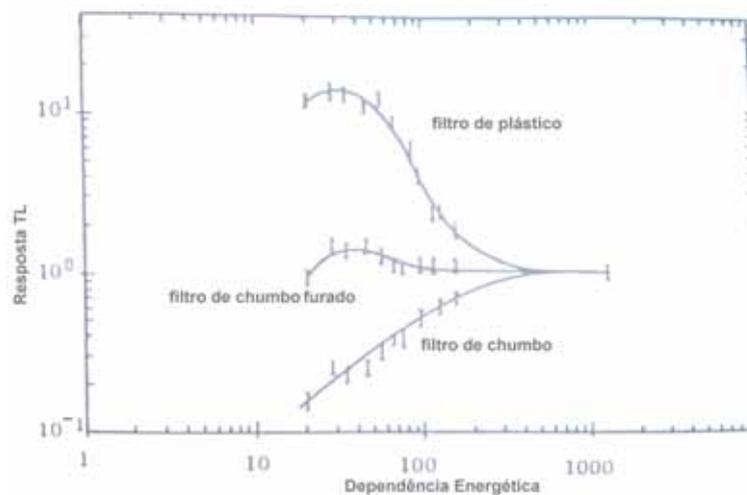


Figura 6: Dependência energética dos filtros contidos em um porta dosímetro <sup>[16]</sup>.

## 6. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

---

O processo de ionização provoca mudanças nos átomos, no mínimo transientemente, e pode então alterar a estrutura das suas moléculas. Variações na estrutura molecular podem ser causadas pela excitação de suas moléculas, se a energia de excitação exceder a energia de ligação dos átomos. Se as moléculas afetadas pertencem a uma célula viva, essa pode as vezes ser danificada diretamente, se a molécula danificada for essencial para as funções celulares ou indiretamente, por meio das transformações químicas em moléculas adjacentes (produção de radicais livres). A alteração mais importante causada pelos danos pela radiação diz respeito a modificação do DNA (material genético) das células. Danos no DNA podem alterar a sobrevivência e reprodução das células, no entanto, esse dano pode ser reparado pela própria célula. Se o reparo não for perfeito pode resultar em uma célula modificada e a ocorrência e proliferação dessa célula pode acarretar mudanças em outras células (antes ou após a exposição). Tais influências são comuns e podem gerar agentes carcinogênicos ou mutagênicos<sup>[12,17]</sup>.

Se uma grande quantidade de células de um órgão ou tecido são mortas ou privadas de se reproduzir normalmente, pode haver uma perda das funções orgânicas (causando prejuízos detectáveis no funcionamento do órgão ou tecido). Esse efeito é classificado como efeito determinístico<sup>[15]</sup>. Existe um limiar de dose, abaixo do qual a perda de células é insuficiente para prejudicar o tecido ou órgão de um modo detectável. Isto significa que, os efeitos determinísticos, são produzidos por doses elevadas, acima do limiar, onde a severidade ou gravidade do dano aumenta com a dose aplicada<sup>[12,17]</sup>.

A modificação de células somáticas pode ainda impedir a sua capacidade de reprodução, acarretando em uma evolução para um clone de células modificadas que pode, eventualmente, resultar em um câncer. A modificação de um gameta de uma gônada, que possui a função de transmitir a informação genética para os descendentes de um indivíduo exposto, pode transmitir informações hereditárias incorretas causando danos severos para os seus descendentes. Esses efeitos somáticos e hereditários, os quais podem surgir de uma única célula modificada, são chamados de efeitos estocásticos<sup>[17]</sup>. São efeitos em que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar. A probabilidade de ocorrência de um câncer radioinduzido depende do número de

clones de células modificadas no tecido ou órgão, uma vez que depende da sobrevivência de pelo menos um deles para garantir a progressão<sup>[12,17]</sup>.

## **7. NORMAS VIGENTES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

---

No Brasil e no mundo são definidas inúmeras normas relativas à radioproteção. No Brasil, o órgão responsável pelo regimento dessas normas é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A norma NN-3.01 da CNEN “Diretrizes Básicas de Radioproteção” tem como objetivo o estabelecimento de requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante. Apesar da CNEN ser o órgão responsável pela criação das normas é a Secretaria de Vigilância Sanitária (SVS) quem fiscaliza o cumprimento e implementação das mesmas.<sup>[3,4]</sup>

A posição atual da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP*) no que diz respeito à proteção do ambiente em sua publicação nº 60 diz: ‘*The Commission believes that the standards of environmental control needed to protect man to the degree currently thought desirable will ensure that other species are not put at risk.*’<sup>[17]</sup> Por isso, a ICRP planejou um conjunto de referências para a fauna e flora, mais seus dados relevantes – de modo similar às referências designadas para os seres humanos – que servem como base para o entendimento e interpretação das relações entre exposição e dose e entre a dose e certas categorias de efeitos, claramente definidos para alguns tipos de animais e plantas. Desse modo, é necessário que o sistema de proteção radiológica para organismos não-humanos seja harmônico com os princípios de proteção radiológica designados para os humanos.<sup>[17]</sup>

Os três princípios básicos de radioproteção são três: a justificação da prática, a otimização da proteção radiológica e a limitação das doses individuais. A justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática ou fonte adscrita a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado<sup>[3,4]</sup>. O princípio de otimização estabelece que as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o

número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis (Princípio ALARA = “*as low as reasonably achievable*”), levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis<sup>[3,4]</sup>. Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou de dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e exposição do público decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas<sup>[3,4]</sup>.

Os motivos primordiais do uso das radiações ionizantes em medicina veterinária é a obtenção de informações diagnósticas precisas e a realização de tratamentos terapêuticos efetivos, de modo a assegurar que a dose de radiação recebida pelos trabalhadores ocupacionalmente expostos e indivíduos do público sejam tão baixas quanto razoavelmente exequíveis<sup>[18]</sup>. Do mesmo modo, é também importante evitar qualquer irradiação desnecessária para o paciente animal.

O órgão internacional que regulamenta a proteção radiológica em Medicina Veterinária é o Conselho Nacional de Radioproteção e Medidas (*National Council on Radiation Protection and Measurements – NCRP*), cujas funções atribuídas são:

- ✓ Coletar, analisar, desenvolver e disseminar ao público de interesse informações e recomendações sobre a proteção contra a radiação e medidas de radiação (quantidades e unidades);
- ✓ Assegurar os aspectos relacionados a proteção radiológica às organizações interessadas;
- ✓ Desenvolver conceitos básicos sobre quantidade de radiação, unidades e medidas, e aplicar tais conceitos na área da proteção radiológica;
- ✓ Cooperar com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection – ICRP*) e a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU*) e outras organizações (nacionais ou internacionais, governamentais ou privadas)<sup>[18]</sup>.

A norma da NCRP Report n° 148 proporciona um guia para o desenvolvimento de um programa efetivo de segurança radiológica e recomendações para a utilização de

equipamentos radiográficos, fluoroscópicos e terapêuticos em medicina veterinária. A NCRP proporciona também recomendações para o limite de exposição à radiação ionizante por meio do Report nº 116 (NCRP, 1993). Estas recomendações são designadas para alcançar os seguintes objetivos de radioproteção: prevenir a ocorrência de danos significativos causados pela radiação e limitar o risco de efeitos estocásticos, tais como câncer e efeitos genéticos. A exposição à radiação aos indivíduos deve ser controlada e limitada ajustando-se os seguintes parâmetros: aumento da distância do indivíduo até a fonte; redução do tempo de exposição e utilização de barreiras protetoras (blindagem) entre o indivíduo e a fonte<sup>[18]</sup>.

Todos os trabalhadores devem receber monitoração individual e treinamento relativo à segurança em medidas radioprotetoras. Devem também ser conscientizados dos riscos relacionados a esta prática. As recomendações fornecidas pela Tabela 3 incluem os limites de dose anual para trabalhadores ocupacionalmente expostos e para indivíduos do público. Os riscos para os indivíduos expostos à radiação dentro destes limites recomendados é considerado muito pequeno; entretanto, o risco aumenta proporcionalmente de acordo com a dose de radiação recebida. Por este motivo, a NCRP recomenda a aplicação do princípio ALARA para todas as exposições<sup>[18]</sup>.

**Tabela 3:** Recomendações para a radiação ionizante

| Limites de Dose Anuais [a] |               |                          |                      |
|----------------------------|---------------|--------------------------|----------------------|
| Grandeza                   | Órgão         | Indivíduo                |                      |
|                            |               | ocupacionalmente exposto | Indivíduo do público |
| Dose efetiva               | Corpo inteiro | 20 mSv [b]               | 1 mSv [c]            |
|                            | Cristalino    | 150 mSv                  | 15 mSv               |
| Dose equivalente           | Pele [d]      | 500 mSv                  | 50 mSv               |
|                            | Mãos e pés    | 500 mSv                  | ---                  |

Fonte: CNEN-NN-3.01

[a] Para fins de *controle administrativo* efetuado pela *CNEN*, o termo *dose* anual deve ser considerado como *dose* no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

[b] Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

[c] Em circunstâncias especiais, a *CNEN* poderá autorizar um valor de *dose efetiva* de até 5 mSv em um ano, desde que a *dose efetiva* média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm<sup>2</sup> de área, na região mais irradiada.

Embora as normas e medidas de radioproteção sejam designadas somente para os seres humanos, os fundamentos e elementos de proteção radiológica contidos nas normas da NCRP são também aplicáveis às práticas de radiologia e oncologia na área de medicina

veterinária. Por isso, esse trabalho teve como objetivo a avaliação das DESP em animais (cães) submetidos a exames radiográficos para a verificação de metástase pulmonar.

## **8. MATERIAIS E MÉTODOS**

---

### **8.1. Materiais dosimétricos**

Para a realização dessa pesquisa foram utilizados os seguintes materiais:

- ✓ 134 dosímetros termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  produzidos pelo IPEN-CNEN/SP, sendo 74 para a monitoração das doses nos exames radiográficos e 60 para a calibração e obtenção da curva dose-resposta;
- ✓ 47 porta-dosímetros plástico com capacidade para três dosímetros. Foram utilizados porta-dosímetros com filtros de chumbo, chumbo furado e sem filtro (somente plástico);
- ✓ Pulseira porta-dosímetro;
- ✓ Simulador cúbico de PMMA de dimensões 30 x 30 x 30 cm;
- ✓ Água para preencher o simulador;
- ✓ Espessômetro de 30 cm;
- ✓ Trena de 1 metro;
- ✓ Fita crepe;
- ✓ Pinça para manuseio dos dosímetros;
- ✓ Leitora termoluminescente da marca Harshaw modelo 3500;
- ✓ Forno microondas da marca CEM modelo Phoenix-HT.

### **8.2. Sistemas de irradiação**

Foram utilizados dois sistemas de irradiação: um para a calibração e outro para a irradiação dos dosímetros (reprodução das condições dos exames). O primeiro sistema de irradiação é pertencente ao LCI-IPEN e o segundo pertencente a FMVZ-UNESP (mesma máquina de raios-X utilizada para a realização dos exames dos animais). Na tabela 4 são apresentados os parâmetros do sistema de irradiação pertencente ao LCI-IPEN.

**Tabela 4:** Parâmetros de irradiação da máquina de raios-X PANTAK/SEIFERT modelo ISOVOLT 160HS 5-160 kV/0.5-45.0 mA

| Qualidade da radiação | Filtração inerente (mm Al) | Filtração adicional (mm Al) | 1ª CSR <sup>(*)</sup> (mm Al) | Tensão (kV) | Corrente (mA) | Energia efetiva (keV) |
|-----------------------|----------------------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------|---------------|-----------------------|
| RQR3                  | 0,13                       | 2,5                         | 1,79                          | 50          | 10            | 27,15                 |
| RQR5                  | 0,13                       | 2,5                         | 2,35                          | 70          | 10            | 30,15                 |
| RQR7                  | 0,13                       | 2,5                         | 2,95                          | 90          | 10            | 33,05                 |

\* CSR = Camada semi-redutora (HVL)

Na tabela 5 são apresentados os parâmetros do sistema de irradiação do Departamento da FMVZ-UNESP.

**Tabela 5:** Parâmetros de irradiação da máquina de raios-X SHIMADZU modelo EZY-RAD 125 kV

| Qualidade da radiação | Filtração adicional (mm Al) | 1ª CSR (mm Al) | Tensão (kV) | Corrente (mA) | Energia efetiva (keV) |
|-----------------------|-----------------------------|----------------|-------------|---------------|-----------------------|
| RQR3                  | 3,0                         | 4,45           | 50          | 10            | 34,52                 |
| RQR5                  | 3,0                         | 4,75           | 70          | 10            | 36,86                 |

### 8.3. Metodologia

#### 8.3.1. Tratamento térmico dos dosímetros

Para o tratamento térmico, os dosímetros de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  foram armazenados em uma bandeja de alumínio, com o auxílio de uma pinça anatômica, e levados ao forno a uma temperatura de 300°C, durante o período de três horas. Esse procedimento teve por objetivo a eliminação dos picos térmicos inerentes a baixas temperaturas.

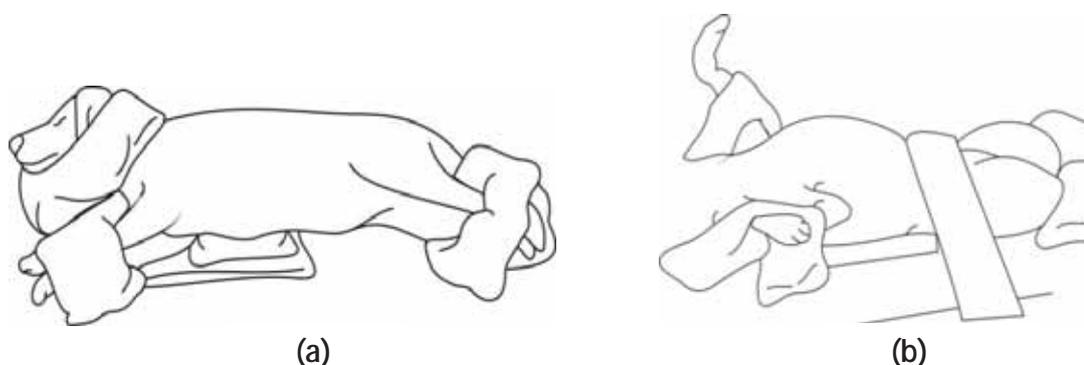
#### 8.3.2. Calibração dos dosímetros

A irradiação dos dosímetros para a calibração foi realizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LCI – IPEN-CNEN/SP) com o auxílio do aparelho de raios-X para exames de radiodiagnóstico (padrão secundário) e do simulador cúbico de PMMA preenchido com água. Para a obtenção da curva dose-resposta foram utilizados 9 dosímetros de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  (posicionados nos seus respectivos porta-dosímetros com os filtros de chumbo, chumbo furado e plástico (sem filtro)) para cada um dos seguintes valores de dose: 1,5; 2,0; 2,5; 3,5 e 4,0 mGy. O controle do tempo de irradiação, energia do feixe (kV), bem como o cálculo do tempo de irradiação

para a obtenção das doses foram calculados pelo programa *National Instruments Lab VIEW* 7.0. Como o valor da energia do feixe anotado durante os exames nos animais variou de 50 a 70 kV foram utilizados esses valores para a obtenção das curvas dose-resposta dos dosímetros. Convém ressaltar que todos os dosímetros foram irradiados de modo a garantir a reprodutibilidade dos exames radiográficos dos animais envolvidos.

### 8.3.3. Aquisição dos dados e irradiação dos dosímetros

Os exames radiográficos monitorados foram realizados na FMVZ-UNESP, campus de Botucatu e cada procedimento foi realizado com a aquisição de três radiografias, sendo duas latero-laterais e uma ventro-dorsal. A figura 7 ilustra o posicionamento correto dos animais nas duas projeções.



**Figura 7:** (a) Posicionamento latero-lateral e (b) posicionamento ventro-dorsal para a realização da radiografia.

Foram monitorados 27 exames radiográficos de tórax de cães de raças distintas. Durante os exames foram anotados os valores das espessuras das duas projeções (latero-lateral e ventro-dorsal) com o auxílio de um espessômetro e com a trena foi possível verificar a distância fonte-superfície de entrada da pele do animal. Ainda utilizando a trena verificou-se o tamanho de campo utilizado para a realização das radiografias torácicas. Foram registrados também os valores de kV (energia do feixe de raios-X) e mAs (corrente elétrica multiplicada pelo tempo de exposição) de cada exame, os quais foram utilizados para posterior simulação da irradiação dos exames. Convém ressaltar que os dosímetros foram acomodados em uma blindagem de chumbo antes e após a coleta dos exames (sendo dois porta-dosímetros utilizados para o grupo controle), garantindo dessa forma, uma maior precisão nas medidas.

Após a obtenção de todos os dados dos exames radiográficos foram feitas as simulações das irradiações com a utilização do mesmo aparelho de raios-X (marca SHIMADZU modelo EZY-RAD 125 kV da FMVZ-UNESP) e de um simulador cúbico de PMMA preenchido com água, assegurando a reprodutibilidade de todos os parâmetros citados acima. O simulador de PMMA foi posicionado no centro da mesa de modo a ajustar corretamente o campo luminoso com a área dos porta-dosímetros. Posteriormente, os dosímetros foram enviados para o IPEN-CNEN para a leitura das doses e análise dos resultados.

Obtidas as curvas dose-resposta foram calculadas as DESP dos animais estudados. Os resultados dessa pesquisa foram demonstrados em três etapas. Na primeira etapa os resultados foram separados e demonstrados por tamanho de campo (de acordo com o tamanho do animal). A segunda etapa consistiu em realizar uma comparação entre as DESP em cães de diferentes portes. Por último, a terceira etapa realizou uma avaliação das doses recebidas pelos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e pelos proprietários dos animais que auxiliavam na contenção dos mesmos para a realização dos exames.

#### **8.3.4. Leitura dos dosímetros**

Após a irradiação dos dosímetros para a obtenção da curva dose-resposta, a resposta termoluminescente foi calculada com a utilização da leitora termoluminescente marca *Harshaw* modelo 3500. Posteriormente, foram calculadas as respostas termoluminescentes das irradiações referentes às radiografias torácicas dos cães. O sistema de detecção e leitura permite a conversão da quantidade de cargas coletadas (nC) pelo aparato termoluminescente em dose absorvida (Gy). Tal sistema baseia-se no princípio de que a intensidade da luz emitida pela pastilha (termoluminescência) é proporcional à dose absorvida.

Após o aquecimento dos TLDs até uma temperatura de 350°C, há a emissão de luz na faixa do espectro visível. Essa luz passará por filtros ópticos, o qual selecionará o comprimento de onda adequado para a realização da leitura da carga em nanocoulombs. Em seguida, essa luz interage com um cristal cintilador, provocando várias cintilações no mesmo, gerando, desse modo, vários fótons de luz. Esses, por sua vez, irão interagir com os elétrons do cristal, promovendo o efeito fotoelétrico. Os elétrons ejetados serão captados por um fotocatodo e por tubos fotomultiplicadores (TFMs). Nesses últimos, os elétrons são

acelerados através de uma diferença de potencial crescente e descrevem uma trajetória de modo a colidirem com os dinodos existentes nos TFM's. Cada elétron, ao colidir com o dinodo subsequente, arranca 2 ou 3 elétrons devido ao efeito fotoelétrico, promovendo um efeito cascata, o qual permite maximizar o número de elétrons que serão coletados pelo anodo, os quais gerarão uma corrente elétrica, a qual é medida por um amperímetro pertencente ao sistema de leitura<sup>[9]</sup>. Com os valores da corrente elétrica e do tempo de aquecimento, é possível calcular o valor da carga gerada em coulombs. A figura 8 ilustra o esquema simplificado do leitor TL.

De posse dos valores das leituras termoluminescentes, foi possível obter os valores das DESP por meio da curva de calibração.

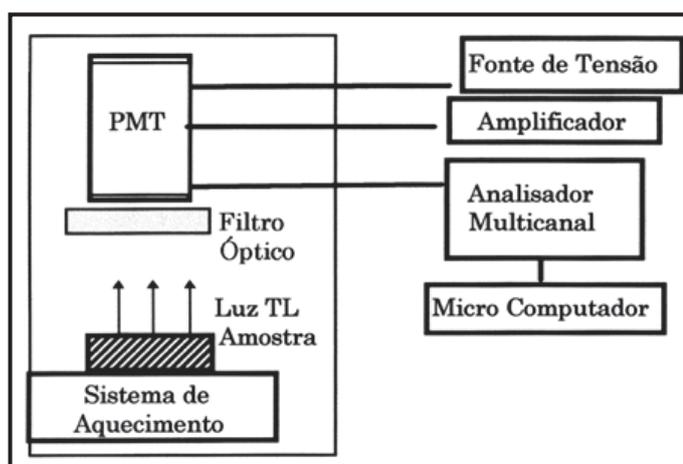


Figura 8: Esquema simplificado do sistema leitor TL<sup>[9]</sup>.

#### 8.4. Monitoração das doses em indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e donos dos animais

A terceira parte dessa pesquisa consistiu em monitorar os IOE e os proprietários dos animais que também são expostos à radiação. De acordo com as normas de proteção radiológica descritas pela Portaria 453 do Ministério da Saúde e pela Norma NN-3.01 da CNEN um indivíduo do público não pode receber uma dose superior a 1 mSv/ano. Para essa verificação foi utilizada uma pulseira (posicionada na região do pulso) e um porta-dosímetro (posicionado sobre o avental de chumbo, na região torácica), os quais continham dosímetros termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ .

## 9. RESULTADOS

---

Na tabela 6 estão apresentados os valores correspondentes às médias das leituras do sinal TL (subtraído a leitura da radiação de fundo (BG = “background”) e do retroespalhamento calculado) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de chumbo. Os dados estão relacionados de acordo com a dose de radiação absorvida pelos dosímetros de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ .

**Tabela 6:** Dados com os resultados corrigidos para o BG e retroespalhamento para o filtro de chumbo e energia de 70 kV

| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (chumbo) |       |               |
|--|-------|---------------|
| Dose (mGy)   | Média | Desvio padrão |
| 1,5  | 19,04 | 2,08          |
| 2,0  | 25,12 | 3,15          |
| 2,5  | 32,04 | 4,41          |
| 3,5  | 43,69 | 6,61          |
| 4,0  | 48,18 | 7,06          |

Na tabela 7 estão apresentados os valores médios das leituras do sinal TL (corrigidos para o BG e retroespalhamento) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de chumbo furado.

**Tabela 7:** Dados com os resultados corrigidos para o BG e retroespalhamento para o filtro de chumbo furado e energia de 70 kV

| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (chumbo furado) |       |               |
|---|-------|---------------|
| Dose (mGy)  | Média | Desvio padrão |
| 1,5   | 51,84 | 7,55          |
| 2,0   | 68,73 | 8,96          |
| 2,5   | 82,92 | 13,9          |
| 3,5   | 122,6 | 19,1          |
| 4,0   | 147,6 | 9,07          |

Na tabela 8 estão apresentados os valores médios das leituras do sinal TL (corrigidos para o BG e retroespalhamento) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de plástico.

**Tabela 8:** Dados com os resultados corrigidos para o BG e retroespalhamento para o filtro de plástico e energia de 70 kV

| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (plástico) |        |               |
|--|--------|---------------|
| Dose (mGy)   | Média  | Desvio padrão |
| 1,5  | 450,44 | 30,65         |
| 2,0  | 566,56 | 33,91         |
| 2,5  | 704,77 | 65,53         |
| 3,5  | 991,24 | 15,45         |
| 4,0  | 1142,1 | 42,61         |

Com a finalidade de verificar a precisão e exatidão dos resultados fornecidos pela energia de 70 kV foram realizados mais dois procedimentos de calibração para outras energias do feixe: 50 e 90 kV. Entretanto, para essas duas energias foram realizadas apenas duas irradiações com as doses de 2,0 e 3,5 mGy.

Na tabela 9 estão apresentados os valores médios das leituras do sinal TL (corrigidos para o BG e retroespalhamento) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de chumbo e para a energia de 50 kV.

**Tabela 9:** Dados obtidos para energia de 50 kV com as devidas correções de BG e retroespalhamento (filtro de chumbo)

| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (chumbo) |       |               |
|--|-------|---------------|
| Dose (mGy)   | Média | Desvio padrão |
| 2,0  | 18,18 | 0,33          |
| 3,5  | 34,06 | 3,3           |

Na tabela 10 estão apresentados os valores médios das leituras do sinal TL (corrigidos para o BG e retroespalhamento) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de chumbo furado e para a energia de 50 kV.

**Tabela 10:** Dados obtidos para a energia de 50 kV com as devidas correções de BG e retroespalhamento (filtro de chumbo furado)

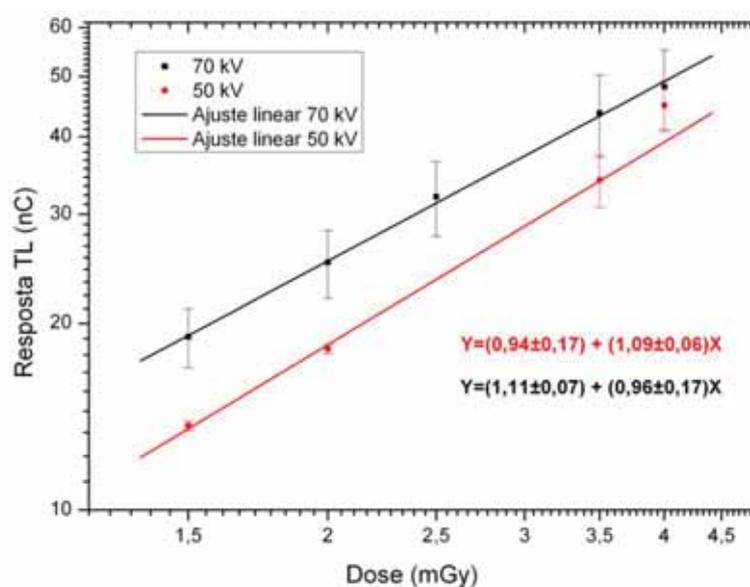
| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (chumbo furado) |       |               |
|---|-------|---------------|
| Dose (mGy)  | Média | Desvio padrão |
| 2,0   | 62,24 | 26,2          |
| 3,5   | 124,0 | 7,17          |

Na tabela 11 estão apresentados os valores médios das leituras do sinal TL (corrigidos para o BG e retroespalhamento) com seus respectivos desvios padrões para o filtro de plástico.

**Tabela 9:** Dados obtidos para a energia de 50 kV com as devidas correções de BG e retroespalhamento (filtro de plástico)

| Leitura corrigida para BG e retroespalhamento (plástico) |        |               |
|--|--------|---------------|
| Dose (mGy)   | Média  | Desvio padrão |
| 2,0  | 548,85 | 14,79         |
| 3,5  | 971,65 | 26,81         |

Com os resultados dos valores médios dos sinais TL e os seus respectivos desvios-padrões foram obtidas as curvas dose-resposta de acordo com a energia do feixe e filtragem da radiação. Na figura 9 são apresentadas as curvas dose-resposta para as energias de 50 e 70 kV para o filtro de chumbo. A escala do gráfico está em log-log.



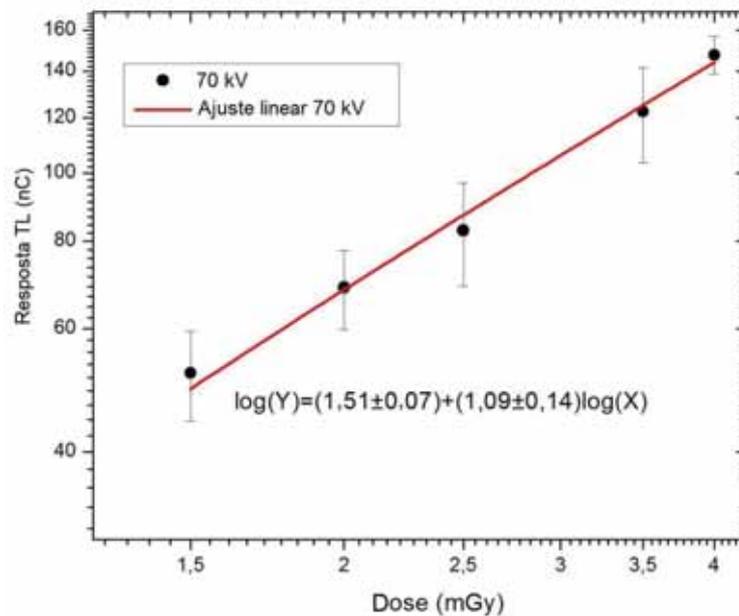
**Figura 9:** Curva dose-resposta para as energias de 70 e 50 kV e filtragem de chumbo.

Como os procedimentos realizados no Setor de Radiologia Veterinária da FMVZ-UNESP utilizaram faixas de energia entre 50 e 70 kV, os resultados foram interpolados para o cálculo das DESP dos animais. Para isso foi necessária a equação da reta das duas curvas. A seguir, estão apresentadas as equações 1 e 2 que representam as equações das retas fornecidas pelo programa *Origin* para as energias de 70 e 50 kV, respectivamente.

$$\log(Y) = (1,11 \pm 0,07) + (0,96 \pm 0,17) \log(X) \quad (\text{equação 1})$$

$$\log(Y) = (0,94 \pm 0,17) + (1,09 \pm 0,06) \log(X) \quad (\text{equação 2})$$

Na figura 10 é apresentada a curva dose-resposta para a energia de 70 kV para a filtragem de chumbo furado.



**Figura 10:** Curva dose-resposta para a energia de 70 kV e filtragem de chumbo com furo.

A equação 3 representa a equação da reta obtida para a curva dose-resposta da figura 3. Por meio dela foram estimados os valores das DEP dos animais estudados.

$$\log(Y) = (1,51 \pm 0,07) + (1,09 \pm 0,14) \log(X) \quad (\text{equação 3})$$

A figura 11 apresenta a curva dose-resposta para as energias de 70 e 50 kV com a filtragem de plástico, ou seja, sem filtro.

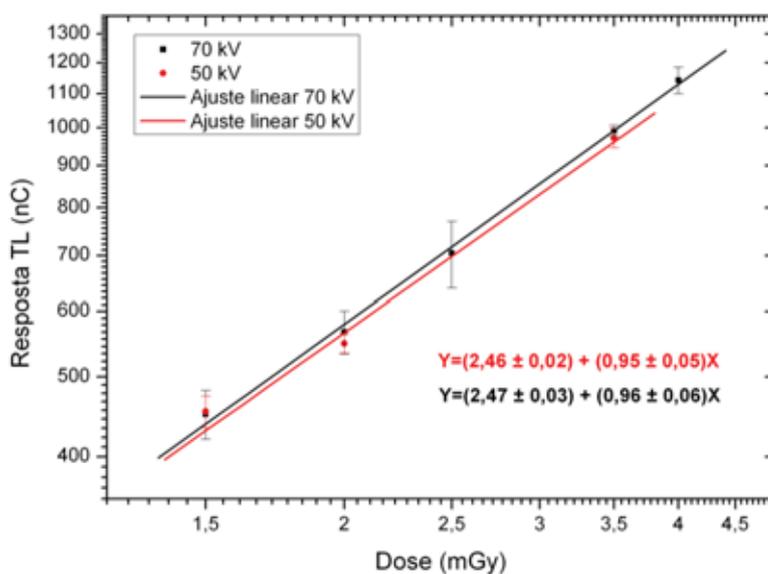


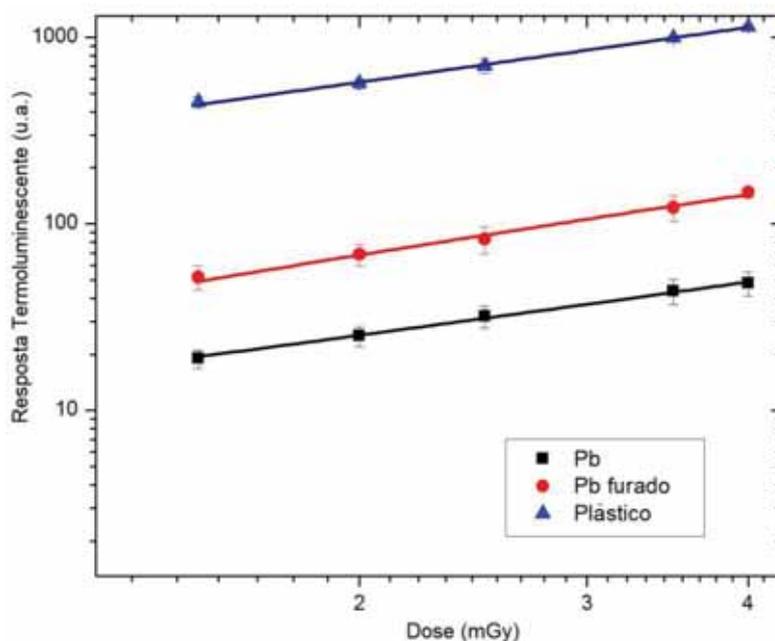
Figura 11: Curva dose-resposta para as energias de 70 e 50 kV e filtragem de plástico.

As equações 4 e 5 representam as equações das retas para as energias de 50 e 70 kV, respectivamente.

$$\log(Y) = (2,46 \pm 0,02) + (0,95 \pm 0,05) \log(X) \quad (\text{equação 4})$$

$$\log(Y) = (2,47 \pm 0,03) + (0,96 \pm 0,06) \log(X) \quad (\text{equação 5})$$

Comparando-se as curvas dose-resposta (figura 12) foi observado que as três retas são paralelas, o que era esperado uma vez que os coeficientes angulares são os mesmos. Isso comprova que as curvas respondem igualmente aos três tipos de filtragem. A escala da figura 12 está em log-log.



**Figura 12:** Curvas dose-resposta para a energia de 70 kV de acordo com as respectivas filtragens. Notar que as três curvas são paralelas.

Os animais foram divididos em três grupos: pequeno, médio e grande porte. O primeiro grupo (correspondente aos animais de pequeno porte) foi irradiado com campos médios aproximados de 20 x 25 cm, sendo avaliados 5 procedimentos, no total. O segundo grupo (correspondente aos animais de médio porte) foi irradiado com campos médios aproximados de 25 x 30 cm, sendo avaliados 8 procedimentos, no total. Finalmente o terceiro grupo (correspondente aos animais de grande porte) foi irradiado com campos médios de aproximadamente 30 x 40 cm, sendo avaliados 13 procedimentos, no total.

A figura 13 apresenta as DESP obtidas por meio da radiografia torácica de cachorros de pequeno porte.

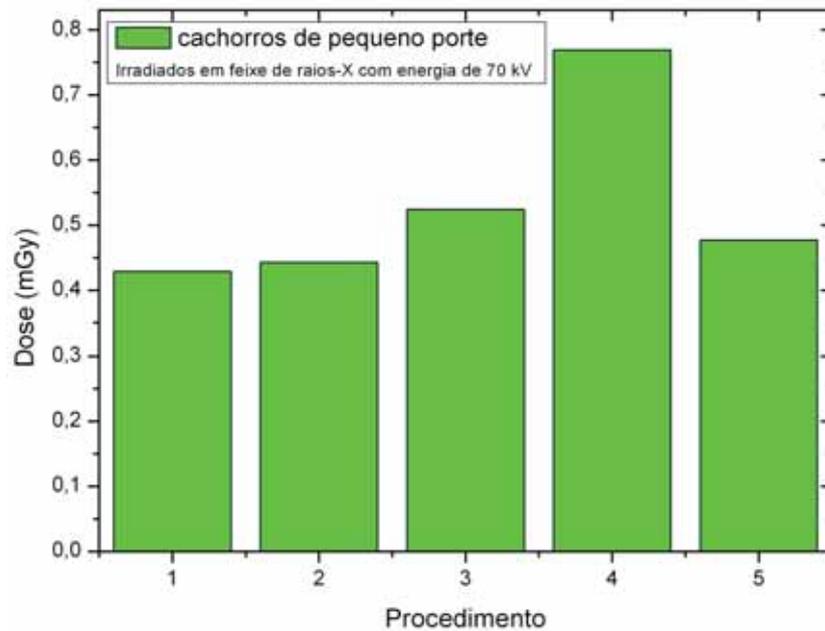


Figura 13: Dose de entrada na superfície da pele recebida por cachorros de pequeno porte.

A figura 14 apresenta as DESP obtidas por meio da radiografia torácica de cachorros de médio porte. Esses animais foram irradiados com campos de aproximadamente 25 x 30 cm.

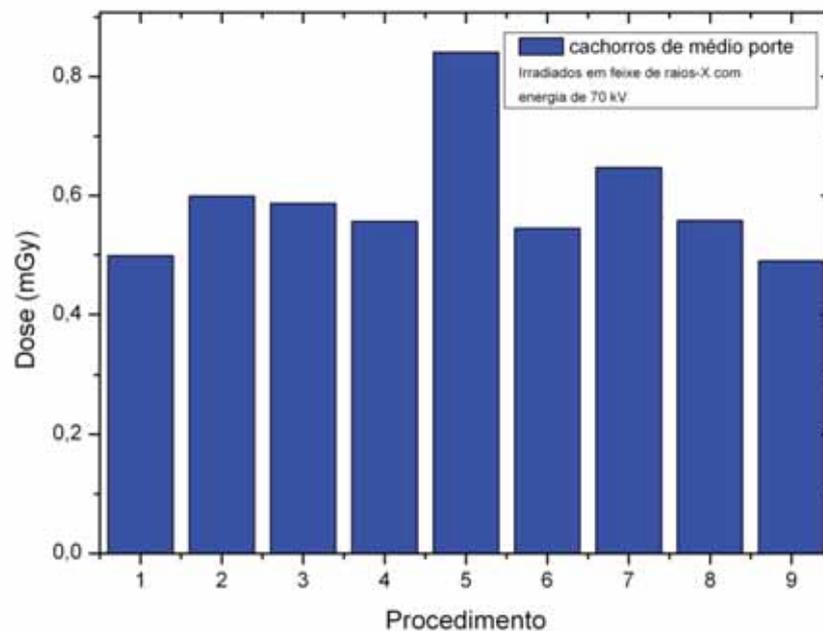


Figura 14: Dose de entrada na superfície da pele recebida por cachorros de médio porte.

A figura 15 apresenta as DESP obtidas por meio da radiografia torácica dos cachorros de grande porte. No total, foram avaliados 13 procedimentos e os animais foram

radiografados com campos aproximados de 30 x 40 cm. Já a figura 16 apresenta uma comparação entre o grupo 1 (composto por cães de diferentes portes, cujos exames foram realizados sem nenhuma repetição) e o grupo 2 (composto por cães de diferentes portes, cujos exames foram realizados com repetições dos procedimentos, com a finalidade de se obter resultados satisfatórios).

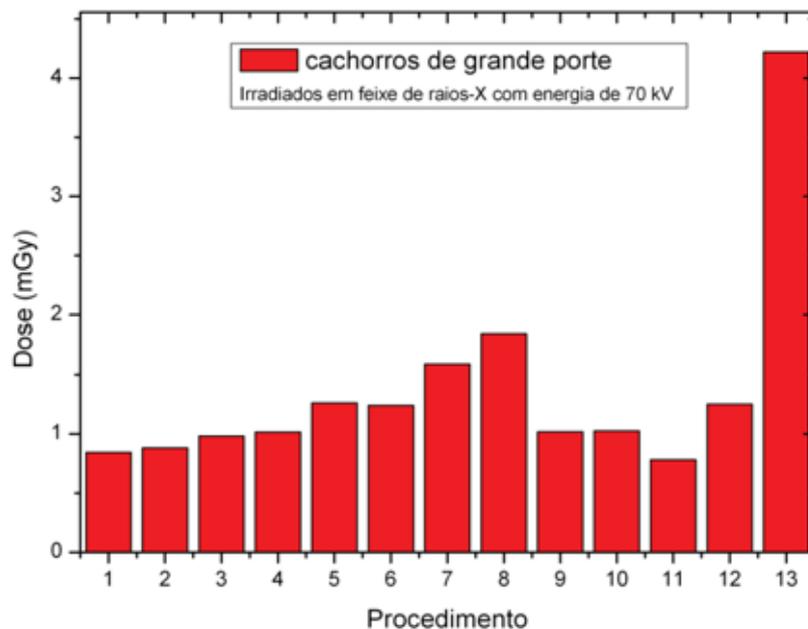


Figura 15: Dose de entrada na superfície da pele recebida por cachorros de grande porte.

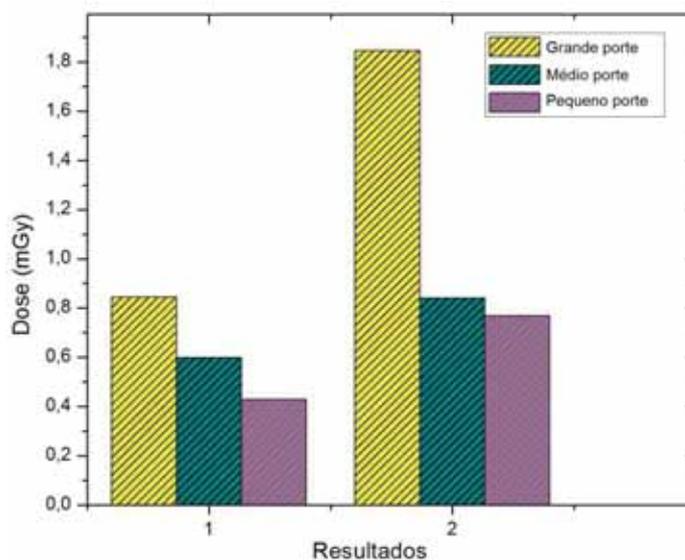


Figura 16: Comparação entre procedimentos realizados sem repetição (grupo 1) e com a necessidade de repetição (grupo 2).

## 10. DISCUSSÃO

---

A primeira etapa dessa pesquisa consistiu em avaliar as DESP dos animais estudados. Os animais foram separados em três grupos: pequeno, médio e grande porte. De acordo com as DESP avaliadas na figura 13 a dose média para os animais de pequeno porte foi de 0,53 mGy, sendo que a dose mínima registrada foi de 0,43 mGy e a dose máxima foi de 0,77 mGy. Essas diferenças ocorrem, em alguns casos, pela necessidade de repetição dos exames, visto que os animais são seres imprevisíveis e podem se movimentar a qualquer instante. Vale ressaltar que não existe referência na literatura sobre limites de dose permissíveis em animais, porém um ser humano padrão em um procedimento similar tem com referência uma dose de 2,3 mGy (considerando uma projeção latero-lateral e duas projeções antero-posteriores, descrita na Portaria 453 da Secretária de Vigilância Sanitária)<sup>[4]</sup>.

A dose média calculada para os animais de médio porte, figura 14, foi de 0,59 mGy sendo a dose mínima registrada de 0,49 mGy e a dose máxima de 0,84 mGy. Analisando esses resultados é possível observar um aumento das DESP com relação aos animais de pequeno porte.

A análise dos resultados (figura 15) mostra que a dose média calculada para os animais de grande porte foi de 1,45 mGy (média bem superior em comparação com os animais de pequeno e médio porte). Vale ressaltar que a média foi calculada considerando-se somente os 12 primeiros procedimentos, pois o 13º procedimento tratou de um caso isolado de um animal extremamente obeso. Para este animal foram necessárias várias repetições dos exames e a DESP registrada para esse cão foi de 4,22 mGy, resultado que representa uma dose relativamente alta para um exame de radiologia veterinária. A dose mínima registrada para os cães de grande porte foi de 0,84 mGy e a dose máxima foi de 1,85 mGy. Nota-se que as doses, em alguns procedimentos, chegam a ser relativamente próximas a de um ser humano padrão, que segundo a Portaria 453 é de 2,3 mGy.

A segunda etapa dos resultados (figura 16) consistiu na comparação entre procedimentos que necessitaram da repetição dos exames e procedimentos próximos do ideal, ou seja, sem a necessidade de repetição dos exames e com a melhor técnica combinada possível visando, portanto, um diagnóstico preciso e de qualidade respeitando assim os princípios básicos de proteção radiológica.

A figura 16 foi dividida em dois grupos: grupo 1 (lado esquerdo) e grupo 2 (lado direito). Cada grupo contém três casos (barras verticais), um para cada tipo de animal (pequeno, médio e grande porte). O grupo 1 representa os procedimentos realizados sem a necessidade de repetição dos exames (procedimentos considerados ideais) e o grupo 2 representa os casos em que foram necessárias repetições dos procedimentos. As barras apresentadas no grupo 1 representam os procedimentos executados de acordo com os princípios básicos de proteção radiológica, pois foi observado que a DESP aumenta em função do tamanho (porte) dos animais estudados e também pela necessidade de repetição dos exames.

O grande problema da radiologia veterinária é a imobilização total (contenção) do animal que não é cedado devido ao alto custo e simplicidade do procedimento radiológico, o qual é rápido e indolor. Por isso, na maioria dos exames, é necessária a repetição do procedimento, elevando, portanto, a dose que o animal recebe.

Analisando o grupo 2 da figura 16 é possível observar que a terceira barra (que representa o animal de pequeno porte) aproxima-se da segunda barra (que representa o animal de médio porte). Isso normalmente acontece devido à dificuldade de imobilização de cães menores, por se tratar de um animal mais frágil e agitado. Desse modo, são necessárias inúmeras repetições dos procedimentos radiológicos com a finalidade de se obter um resultado satisfatório.

As DESP avaliadas em todos os procedimentos radiológicos oscilaram de 0,43 mGy para cães de pequeno porte até 4,22 mGy para cães de grande porte. Os resultados obtidos indicaram que é extremamente importante a avaliação das doses de radiação envolvidas nos procedimentos de radiologia diagnóstica veterinária, para a avaliação das doses distribuídas aos animais, as quais servem como um parâmetro na monitoração individual dos proprietários dos animais e para a proteção dos IOE.

Embora as máquinas de raios-X sejam amplamente usadas em medicina veterinária, os IOE e os donos dos animais, que auxiliam na contenção dos mesmos, apresentam uma exposição potencial a radiação, em média, baixa. Entretanto, as práticas de imobilização dos animais e o fato de alguns cassetes e filmes radiográficos serem posicionados e segurados com as mãos podem ocasionar riscos de exposição desnecessária aos indivíduos, em geral. Para minimizar tal influência pode ser usado bons colimadores e mecanismos (dispositivos) para alojar as grades e cassetes, reduzindo, desse modo, a exposição e a repetição dos

exames devido a aparição de mãos e dedos nas radiografias (as quais ficam expostas diretamente ao feixe de raios-X)<sup>[18]</sup>.

A terceira parte dessa pesquisa consistiu em monitorar os IOE e os proprietários dos animais que também são expostos à radiação. De acordo com as normas de proteção radiológica descritas pela Portaria 453 do Ministério da Saúde e pela Norma NN-3.01 da CNEN um indivíduo do público não pode receber uma dose superior a 1 mSv/ano. Os resultados obtidos nessa etapa da pesquisa se mostraram satisfatórios visto que a dose absorvida tanto na pulseira quanto no porta dosímetro foram iguais a radiação de fundo (BG), adequando-se às normas vigentes em âmbito nacional. Esses resultados estão semelhantes com as pesquisas realizadas recentemente por SEIFERT, H. E colaboradores.

## **11. CONCLUSÃO**

---

O intervalo de dose de entrada na superfície da pele avaliado está entre 0,43 mGy (para cães de pequeno porte) até 4,22 mGy (para cães de grande porte) com necessidade de repetição do procedimento de obtenção das imagens.

Os resultados obtidos indicam que é extremamente importante a avaliação das doses envolvidas na radiologia diagnóstica veterinária, tanto para o conhecimento das doses dos animais, como para serem usadas como parâmetro na avaliação das doses individuais de trabalhadores das Clínicas Veterinárias, que podem realizar vários procedimentos diários e dos proprietários, uma vez que as doses podem exceder os limites anuais de dose vigentes no Brasil.

Os valores encontrados confirmam também a necessidade de otimização dos procedimentos de radiologia diagnóstica veterinária para a redução das doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (Princípio ALARA).

## REFERÊNCIAS

---

- 1- SEIFERT, H.; LUPKE, M.; NIEHAUS, H.; MEYER-LINDENBERG, A. Radiation exposure of the staff during standardised radiography of dogs and cats. **Berliner Und Munchener Tierarztliche Wochenschrift**, v.121, n. 5-6, p.228-238, 2008.
- 2- SEIFERT, H.; LUPKE, M.; NIEHAUS, H.; MEYER-LINDENBERG, A. Radiation exposure of the pet owner during standardised X-ray diagnostic examinations of dogs and cats. **Berliner Und Munchener Tierarztliche Wochenschrift**, v.120, n. 5-6, p.251-259, 2007.
- 3- Comissão Nacional de Energia Nuclear, (*Norma CNEN NN-3.01*). *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Rio de Janeiro, (2006).
- 4- Ministério da Saúde (Decreto 453). *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Regulamento Técnico do Ministério da Saúde, Brasil (1998).
- 5- International Commission on Radiological Protection, *A Framework for Assessing the Impact of Ionizing Radiation on Non-human Species*, ICRP Publication 91 (2002).
- 6- MARTINS, R. A. – A descoberta dos raios-X: O primeiro comunicado de Roentgen - Revista Brasileira de ensino de física vol. 20, nº. 4, Dezembro, 1998.
- 7- MARTINS, W. D. – Wilhelm Conrad Roentgen e a descoberta dos raios-X – Revista de Clin. Pesq. Odontol. v.1, nº 3, jan./mar 2005.
- 8- A descoberta do raios-X. Disponível em:  
<[http://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/fismod/mod06/m\\_s01.html](http://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/fismod/mod06/m_s01.html)>
- 9- CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N., Thermoluminescent Dosimetry, Wisconsin: The Colonial Press Inc., 1968.
- 10- SAW, C. B., Foundation of Radiological Physics, Omaha, NE: CBSaw, Inc, 2002.
- 11- DANIELS, F.; BOYD, C. A.; SAUNDERS, D. F., 1953. Thermoluminescence as a research tool. *Science* 117, 343.
- 12- TAUHATA, L., Salati, I.P.A., Prinzio, R. Di., Prinzio, M.A.R.R.Di. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 5ª revisão agosto/2003 – Rio de Janeiro – IRD/CNEN.
- 13- SPRAWLS, P. Jr., *Physical Principles of Medical Imaging*, Gaithersburg: Aspen Publishers, 2. ed. 1993.
- 14- JOHNS, H.E. & CUNNINGHAM, J.R., *The Physics of Radiology*, Illinois: Charles C. Thomas, 3ª edição, 1974.
- 15- CAMPOS, V. P. – Desenvolvimento e Avaliação de um novo porta detector/filtro para monitoramento termoluminescente com  $\text{CaSO}_4 : \text{Dy}/\text{PTFE}$ .
- 16- CAMPOS L. L. *Development of a  $\text{CaSO}_4 : \text{Dy}$  Dosimeter* – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares- IPEN –CNEN/SP.
- 17- International Commission on Radiological Protection, *Recommendations ICRP*, ICRP Publication 60 (1991).
- 18- Radiation protection in veterinary medicine, Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements – NCRP Report no. 148, Isued December 30, 2004.