

## DOSIMETRY AS A QUALIFICATION AND PROTECTION FACTOR IN THE VETERINARY AREA - ORIGINAL TEXT

### A DOSIMETRIA COMO FATOR DE QUALIFICAÇÃO E PROTEÇÃO NA ÁREA VETERINÁRIA – TRABALHO ORIGINAL

Francisco Antonio de ALMEIDA FILHO <sup>1</sup>

Leticia Lucente CAMPOS <sup>2</sup>

#### RESUMO

Apresentar inovações na área de dosimetria das radiações com o objetivo de verificar se há dispersão de radiação com as energias e doses comumente usadas durante procedimentos na área veterinária, utilizando para tanto, objeto simulador produzido com borracha elástica, água e osso com duas espessuras distintas e posicionador produzido de PMMA. Trata-se de estudo experimental utilizando a técnica dosimétrica de termoluminescência, empregando dosímetros de CaSO<sub>4</sub>:Dy, devidamente calibrados para uso em objetos simuladores e posicionadores de crânio na área veterinária, com diagnósticos empregados em equipamentos de raios X na Clínica NEWVET.

**Palavras-chave:** Dosimetria, Veterinária, Raios X, Diagnóstico, Posicionador.

#### ABSTRACT

To present innovations in the area of radiation dosimetry with the objective of verifying if there is radiation dispersion with the energies and doses commonly used during procedures in the veterinary area, using simulating objects produced with elastic rubber, water and bone with two different thicknesses and PMMA produced positioner. This is an experimental study using the dosimetry thermoluminescence technique, using dosimeters of CaSO<sub>4</sub>: Dy, properly calibrated for use in simulating objects and skull positioners in the veterinary area, with diagnoses used in X-ray equipment at the NEWVET Clinic.

**Keywords:** Dosimetry, Veterinary, X-rays, Diagnosis, Positioner

#### 1. INTRODUÇÃO

A radiologia veterinária, no Brasil, vem se desenvolvendo com qualidade desde 1968, com disciplinas específicas em Universidades públicas e particulares. Cuidados especiais são necessários em Radiologia Veterinária, e o mais importante é manter o animal contido de forma técnica e segura, para que no momento do exame radiográfico movimentos inesperados ou involuntários venham causar imagens inadequadas para realização de laudos. (HAN CM e HURD CD, 2007)

<sup>1</sup> Mestre em Tecnologia Nuclear (IPEN/USP) – São Paulo – SP – Brasil – [almeidafilho.fa@gmail.com](mailto:almeidafilho.fa@gmail.com)

<sup>2</sup> Doutora em Tecnologia Nuclear (IPEN/USP) – São Paulo – SP – Brasil - [lcrodri@ipen.br](mailto:lcrodri@ipen.br)

Cuidados em relação a acidentes de trabalho por mordeduras e arranhões profundos, também são importantes durante a realização dos exames radiográficos e dependerá de atualizações e adaptações do profissional Técnico e Tecnólogo em radiologia que atuam na área veterinária. Sendo assim, é de suma importância que o profissional tenha acessórios eficientes para proteção e contenção, por exemplo, para cães e gatos. (KEALY JK e MCALLISTER H, 2005)

Atualmente, na área de *pet*, temos clientes cada vez mais exigentes e cientes de seus direitos, que passam a escolher centros de diagnóstico que tenham equipamentos de raios X digital, qualidade no atendimento, qualidade de exame e cuidados com os animais. (ALMEIDA FILHO FA, et al., 2015)

Além disso, o trabalho com radiação ionizante é perigoso e requer do profissional habilidade e conhecimento, o que, a priori, significa estudos avançados em dosimetria e posicionamento dos animais a serem avaliados.

Animais que não requerem anestesia irão necessitar de materiais acessórios para uma boa contenção, que devem ser adaptados de uma forma a manter o cliente *pet* posicionados corretamente, impedindo que venha a ter algum tipo de lesão por contenção inadequada. Mas, esta contenção implica, muitas vezes, na utilização de maneiras inadequadas, como as próprias mãos do profissional ou outros recursos que podem estressar o animal. (THRALL DE, 2002)

Tão importante quanto a contenção, existe a dose adequada de radiação, tanto menor quanto razoavelmente exequível, ou seja, uma dose que irá promover uma imagem confiável, que o médico veterinário conseguirá diagnosticar a patologia e se posicionar de forma precisa quanto ao tratamento; dose tão baixa quanto possível, para minimizar os danos no paciente e consequentemente no profissional de radiologia.

Não é de hoje que se trabalha para a eficiência no tocante à diminuição de doses durante o trabalho com imagens radiográficas, seja em humanos quanto em animais, apesar que com animais é bem mais recente. Pesquisas cada vez mais voltadas à preocupação com doses em pacientes e profissionais têm levado à conquista de normas que protegem o profissional e consequentemente o paciente, isso ocorrendo tanto com humanos quanto com animais.

A técnica utilizada para avaliação de dose nos profissionais atuantes na radiologia é a termoluminescência, este fenômeno pode ser explicado empregando o modelo de

Bandas de Energia. Nesse modelo, a banda de valência se encontra cheia de elétrons e a banda de condução vazia, separadas por uma faixa de estado energético, chamado de banda proibida. (MCKEEVER SWS, 1985)

Quando há transferência de um elétron da banda de valência para banda de condução é deixada uma lacuna e, se a estrutura cristalina não possuir impurezas, o elétron voltará para banda de valência emitindo radiação eletromagnética com energia muito alta para ficar na região visível do espectro. Quando a estrutura cristalina possui impurezas capazes de originar níveis de energia entre a banda de valência e de condução, um elétron de energia inferior pode preencher a lacuna da banda de valência e um elétron na banda de condução pode preencher um dos níveis de energia superiores, emitindo radiação eletromagnética com energia muito baixa para ficar na região visível do espectro. (MCKEEVER SWS, 1985)

Um elétron pode passar de um nível de energia superior para um nível de energia inferior emitindo radiação eletromagnética com energia que se situe no espectro eletromagnético, ocorrendo a luminescência, ou seja, a luminescência nos sólidos das estruturas cristalinas está diretamente ligada à impurezas e deformidades na rede cristalina dos materiais. (MCKEEVER SWS, 1985)

As diferentes fases podem ser caracterizadas pela curva de emissão de luz de um material termoluminescente, este fenômeno é chamado de curva de emissão TL. A curva é representada por vários picos de emissão, os quais podem variar em número, dependendo da quantidade de armadilhas para portadores de carga presente no material. (MARIN AV, et al., 2003)

O dosímetro termoluminescente utilizado para avaliação neste projeto foi o do Sulfato de Cálcio dopado com disprósio ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ), fabricado e comercializado pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do Centro de Metrologia das Radiações (LMD-CMR) do IPEN, este dosímetro apresenta excelente linearidade de resposta para um amplo intervalo de dose,  $\mu\text{Gy}$  a Gy, porém, apresenta dependência energética da resposta para radiação devido ao número atômico efetivo alto (15,3), desta forma são utilizados filtros no porta dosímetro (plástico, chumbo e chumbo furado) com intensão de mensurar em diferentes resposta de cada pastilha. (CAMPOS LL, 1983)

Os Parâmetros investigados para avaliação do desempenho do dosímetro TL, são: Tamanho, forma, espessura e composição do dosímetro, Sensibilidade TL para feixe de

fótons e elétrons relativa à radiação ionizante, Dependência energética da resposta termoluminescente, Intervalo de dose para utilização em feixes de fótons e de elétrons aplicados em dosimetria clínica, Irradiação empregando simuladores, Medidas de dose superficial e profunda, Efeitos de perturbação, Fatores de correção do decaimento térmico.

Esse trabalho tem como objetivo apresentar inovações na área de dosimetria das radiações com o objetivo de verificar se há dispersão de radiação com as energias e doses comumente usadas durante procedimentos na área veterinária, utilizando para tanto, objeto simulador da cabeça de um animal, produzido com borracha elástica, água e osso com duas espessuras distintas e um posicionador produzido de PMMA.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram estabelecidos os modelos básicos da composição anatômica do crânio dos cães e gatos, simulando três tamanhos específicos, pensando nos portes dos animais mais atendidos no laboratório veterinário de pequenos animais, que a partir destas medições foram desenvolvidos três posicionadores de tamanhos diferentes com material de polimetilmelacrilato (PMMA).

Para este estudo foram selecionadas 249 pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  (sulfato de cálcio dopado com disprósio), que foram expostas ao irradiador de  $^{137}\text{Cs}$  da marca Hopewell Designs, Inc. e modelo USA DOT 7<sup>a</sup> TYPE A pertencente ao IPEN a uma distância de 30 cm da fonte, em condições de equilíbrio eletrônico (3 mm de acrílico), por um tempo que foi determinado por um software que corrige para o decaimento isotópico da fonte, para obtenção da dose de seleção do lote 2 mSv.

A fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , de energia alta (670 keV), favorece a seleção dos lotes que foram utilizados para avaliação da dose e energia média na calibração do equipamento de raios X utilizado para diagnóstico de *pets* na Clínica Veterinária NEWVET, empresa parceira na realização deste trabalho.

A curva de resposta em função da dose para a radiação gama do  $^{137}\text{Cs}$  foi obtida efetuando três medições empregando um leitor termoluminescente da marca Thermo modelo 4.500, em condições de equilíbrio eletrônico, para as doses de 0, 5, 10, 15 e 20 mSv.

O fator de calibração obtido para a radiação gama do  $^{137}\text{Cs}$  será utilizado no cálculo da energia média estimada e da dose entregue ao paciente pelo equipamento de raios X fixo modelo DXG-525R de 100kV e 300 mA empregado no Laboratório NEWVET, tornando possível a construção da curva de calibração para os raios X empregando objetos simuladores de isopor, e PMMA com água.

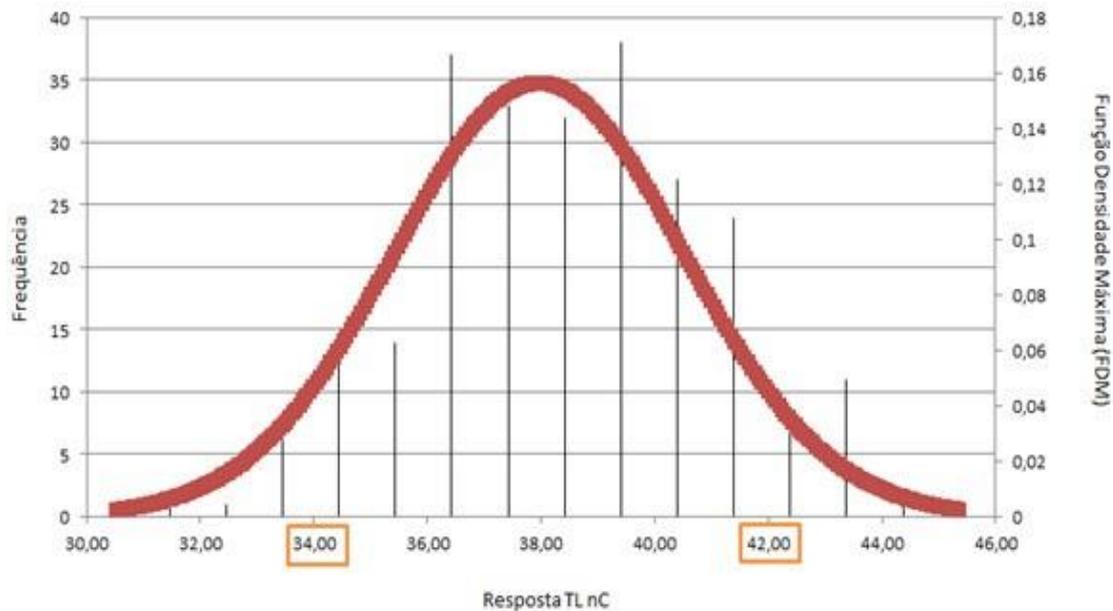
Para a avaliação da dose e da energia média da radiação foi utilizado o algoritmo desenvolvido no Laboratório de Monitoração Individual (LMD-CMR), que utiliza dados como entrada: o fator de calibração para a resposta dos dosímetros para a radiação gama do  $^{137}\text{Cs}$  (fator de calibração do lote), que é o mesmo para os três filtros do porta-dosímetro; as leituras brutas obtidas no dosímetro de controle (BG), que acompanha sempre todos os lotes de dosímetros a serem irradiados; as leituras brutas dos dosímetros posicionados sob os filtros de plástico, chumbo e chumbo com furo do porta-dosímetro utilizados nos testes.

O algoritmo subtrai o valor do dosímetro de controle, aplica os fatores de calibração para cada filtro, calcula a relação entre as respostas TL sob os diferentes filtros, determina a energia média, corrige as repostas sob os diferentes filtros para a dependência energética e calcula a dose equivalente média.

Os testes foram realizados para verificar o possível espalhamento de radiação com o uso do posicionador produzido com PMMA e o objeto simulador de crânio produzido com borracha elástica, água e duas espessuras de ossos distintos, foi utilizado o posicionador de PMMA com simulador produzido com bexiga de grossa espessura preenchida com água.

### **3. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

O selecionamento do lote seguiu as orientações do CASEC (Comitê de Avaliação de Ensaio e Calibração). A curva de frequência de resposta TL é dada na Figura 1, as respostas de todas as pastilhas do lote selecionado está dentro de  $38 \pm 4$  nC.



Figuras 1: Curva de frequência de resposta TL de todas as pastilhas do lote selecionado. Fonte: Autor

### 3.1. Curva de Calibração para radiação gama do $^{137}\text{Cs}$

A Tabela 1 foi construída utilizando o algoritmo de cálculo de dose desenvolvido pelo laboratório de dosimetria termoluminescente (LDT) do Laboratório de Monitoração Individual (LMD–CMR) do IPEN/CNEN, para a determinação da energia da radiação incidente e a dose média.

Como dados de entrada são necessários:

- Valor da radiação natural e de fundo do laboratório (BG);
- Valor do fator de calibração para radiação gama do  $^{137}\text{Cs}$  do  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  para cada filtro do porta-dosímetro;
- Valor das leituras TL de cada filtro do dosímetro de controle;
- Valor das leituras TL de cada dosímetro, para cada filtro, para as diferentes doses aplicadas.

**Tabela 1:** Utilização do algoritmo de cálculo de dose do LDT para a determinação da energia e da dose média, para radiação gama do <sup>137</sup>Cs.

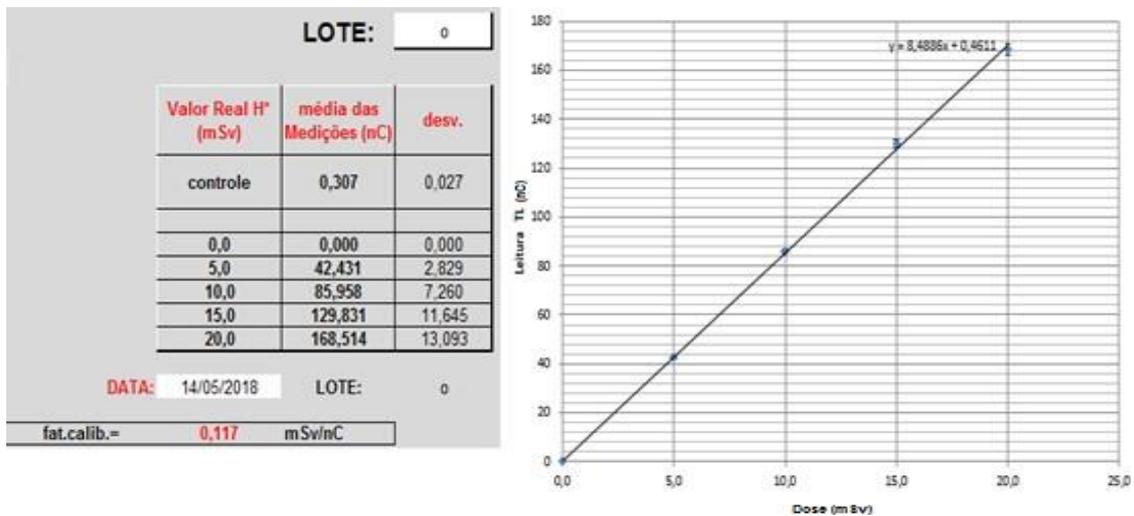
Valor do BG do Laboratório = 0,03 mSv		Fatores de Calibração do Lote:		Min		Max												
PI = 0,117 mSv/nC		Pb = 0,117 mSv/nC		R1(PI/Pb0)		1,00												
Pb0 = 0,117				R2(Pb/Pb0)		0,36												
				R3(PI/Pb)		1,67												
Dosímetro	Leituras Brutas			Relações			Energias			EM	CVE(%)	H(mSv)			HM (mSv)	OBS	CVH(%)	M
	PI	Pb	Pb0	R1(Pb/Pb0)	R2(Pb/Pb0)	R3(Pb/Pb0)	E1	E2	E3			H1(E1)	H2(E2)	H3(E3)				
Controle	0,334	0,28	0,308	1,084	0,909	1,193	663,0	448,8	489,2	533,67		0,036	0,034	0,034	0,03	M	3,0	M
1	40,655	45,567	45,939	0,885	0,992	0,892	663,0	645,7	489,2	599,29		5,118	5,074	4,946	5,06		1,8	5,05
2	38,93	44,122	41,161	0,946	1,072	0,882	663,0	663,0	489,2	605,06		4,808	4,810	4,640	4,75		2,1	4,75
3	40,598	46,624	41,047	0,989	1,136	0,871	663,0	663,0	489,2	605,06		4,967	4,968	4,790	4,91		2,1	4,91
4	79,442	91,866	96,882	0,820	0,948	0,865	663,0	538,3	489,2	563,82		10,423	10,093	10,104	10,21		1,8	10,21
5	76,937	91,302	88,638	0,868	1,030	0,843	663,0	663,0	489,2	605,06		9,982	9,984	9,672	9,88		1,8	9,88
6	76,436	84,84	90,048	0,849	0,942	0,901	663,0	524,9	489,2	559,01		9,766	9,386	9,443	9,53		2,1	9,53
7	127,343	135,811	135,348	0,941	1,003	0,938	663,0	663,0	489,2	605,06		15,506	15,507	14,927	15,31		2,2	15,31
8	106,29	136,926	142,344	0,747	0,962	0,776	663,0	572,4	489,2	574,87		15,001	14,596	14,635	14,74		1,5	14,74
9	116,876	138,875	131,434	0,889	1,057	0,842	663,0	663,0	489,2	605,06		15,064	15,066	14,587	14,91		1,9	14,91
10	149,683	177,289	186,701	0,802	0,950	0,844	663,0	542,5	489,2	564,91		19,997	19,348	19,413	19,59		1,8	19,59
11	168,998	180,31	159,38	1,060	1,131	0,937	663,0	663,0	489,2	605,06		19,803	19,805	19,002	19,54		2,4	19,54
12	150,249	171,684	175,101	0,858	0,980	0,875	663,0	618,0	489,2	590,06		19,348	18,967	18,724	19,01		1,7	19,01

Fonte: GMR/IPEN

A curva de resposta TL do CaSO<sub>4</sub>:Dy em função da dose para radiação gama do <sup>137</sup>Cs é apresentada na Figura 2.

Cada ponto da curva é a medida aritmética de três leituras e as barras de erro o desvio padrão da média.

**Figura 2:** Curva de resposta TL do CaSO<sub>4</sub>:Dy em função da dose para radiação gama do <sup>137</sup>Cs.



Fonte: GMR/IPEN

A curva apresenta comportamento linear no intervalo de dose de interesse. O fator de calibração da curva, dado pelo coeficiente angular da reta, é  $[0,117\text{mSv/nC}]$

### **3.2. Determinação de energia média aproximada e dose média dos raios X empregando objetos simuladores**

Os valores de dose para os diferentes tempos de irradiação foram sempre obtidos de modo análogo ao obtidos para os objetos simuladores, informações estas encontradas nos gráficos para o tempo 0,1s.

Os valores da energia dos raios X para os diferentes tempos de irradiação foram obtidos através do algoritmo de dose do LDT para a determinação de energia e da dose médias. Os resultados para determinação da energia média foram aproximados através da curva de resposta TL.

Observado os valores de dose avaliados em cada posicionador, em função do tempo de irradiação, a resposta apresenta valor médio de  $0,63 \pm 0,14$  mSv/s, que está dentro da incerteza aceita para doses baixas.

Em relação à energia média da radiação X, o valor encontrado experimentalmente foi  $15,8 \pm 3,01$  keV, que representa 19% em dorso ventral e laterolateral e o posicionamento de cada porta-dosímetro dentro e fora. O tempo de irradiação de 0,1s escolhido para a avaliação e apresentação na Tabela 2 se deve ao fato de ser o tempo mais utilizado na radiologia veterinária.

**Tabela 2:** Resumo dos valores de energia média aproximada e dose média obtidos em todas as avaliações utilizando os objetos simuladores desenvolvidos para o tempo de irradiação de 0,1s.

<b>Testes</b>	<b>Técnica</b>	<b>E<sub>m</sub> média</b>	<b>D<sub>ef</sub> média</b>
Simulador Isopor	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	19 keV	0,84 mSv
Simulador PMMA com Água	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,65 mSv
Posicionador P DV (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,80 mSv
Posicionador M DV (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	19 keV	0,60 mSv
Posicionador G DV (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	19 keV	0,53 mSv
Posicionador P DV (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,79 mSv
Posicionador M DV (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,60 mSv
Posicionador G DV (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	10 keV	0,47 mSv
Posicionador P LL (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,75 mSv
Posicionador M LL (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,61 mSv
Posicionador G LL (Fora)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,42 mSv
Posicionador P LL (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,78 mSv
Posicionador M LL (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,59 mSv
Posicionador G LL (Dentro)	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	17 keV	0,40 mSv
	Energia Média	15,8 keV	-
	Dose média	-	0,63 mSv
	Desvio padrão	± 3,01 keV	± 0,14 mSv

P = Pequeno  
M = Médio

DV = Dorso Ventral  
LL – Latero Lateral

G = Grande

### 3.3. Resultado Utilizando Objeto Simulador para avaliação do espalhamento de raios X que ocorre na entrada e saída do crânio

Os valores de dose para o tempo de irradiação de 0,1s foram sempre obtidos de modo análogo ao obtidos para os objetos simuladores.

Os valores de energia para o tempo de irradiação de 0,1s foram obtidos através do algoritmo de dose do LDT para a determinação de energia e da dose média, e após os resultados foram aproximados através da curva de resposta TL, já que a energia utilizada é baixa.

Observados os valores (Tabela 3) de dose avaliados fora e dentro do objeto simulador de crânio com ossos pequenos, em função do tempo de irradiação, a resposta apresenta valor médio de  $0,19 \pm 0,02$  mSv/s, que representa 9,1%.

Em relação à energia média da radiação X aproximada, o valor encontrado experimentalmente foi  $16,5 \pm 3,0$  keV, que representa 18,18% em dorso ventral e laterolateral e o posicionamento de cada porta-dosímetro (dentro e fora). O tempo de irradiação de 0,1s escolhido para a avaliação e apresentação na Tabela 3 se deve ao fato de ser o tempo mais utilizado na radiologia veterinária.

**Tabela 3:** Valores médios de energia estimada e dose média obtidos em todas as avaliações utilizando o objeto simulador de crânio com osso pequeno, fora e dentro do Posicionador, respectivamente.

Testes	Técnica	$E_m$ estimada	$D_{ef}$ média
Dosímetro Acima do Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	18 keV	0,20 mSv
Dosímetro Abaixo do Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,17 mSv
Dosímetro Acima do Posicionador com Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	18 keV	0,21 mSv
Dosímetro Abaixo do Posicionador com Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	18 keV	0,20 mSv
	Energia Média	16,5 keV	-
	Dose média	-	0,19 mSv
	Desvio padrão	$\pm 3,0$ keV	$\pm 0,02$ mSv

Observado os valores (Tabela 4) de dose avaliados fora e dentro do posicionador utilizando o simulador de crânio com osso grande, em função do tempo de irradiação, a resposta apresenta valor médio de  $0,18 \pm 0,07$ , que representa 0,39%.

Em relação à energia média da radiação X aproximada, o valor encontrado experimentalmente foi  $15 \pm 3,76$  keV, que representa 25,1% em dorso ventral e laterolateral e o posicionamento de cada porta-dosímetro (dentro e fora). O tempo de irradiação de 0,1s escolhido para a avaliação e apresentação na Tabela 4 se deve ao fato de ser o tempo mais utilizado na radiologia veterinária.

**Tabela 4:** Valores médios de energia estimada e dose média obtidos em todas as avaliações utilizando o objeto simulador de crânio com osso grande, fora e dentro do Posicionador, respectivamente.

<b>Testes</b>	<b>Técnica</b>	<b>E<sub>m</sub> Estimada</b>	<b>D<sub>ef</sub> média</b>
Dosímetro Acima do Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	18 keV	0,24 mSv
Dosímetro Abaixo do Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,11 mSv
Dosímetro Acima do Posicionador com Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	18 keV	0,24 mSv
Dosímetro Abaixo do Posicionador com Simulador	kV – 68 / mA – 100 / t – 0,1s	12 keV	0,13 mSv
	Energia Média	15 keV	-
	Dose média	-	0,18 mSv
	Desvio padrão	$\pm 3,76$ keV	$\pm 0,07$ mSv

#### 4. CONCLUSÕES

Os resultados apontam para uma uniformidade da energia e da dose média para os diferentes objetos simuladores no tempo de exposição de 0,1s, sendo este o mais utilizado em protocolos de diagnóstico por imagem de crânio para cães e gatos.

Foi possível avaliar outro aspecto importante para este material, não houve espalhamento de radiação e com esta informação podemos considerar que a utilização destes objetos simuladores, com isso não será prejudicial no aspecto de dose para o animal

e tutor que estará posicionando no momento do exame.

Os resultados são importantes informações para revisão das normas de proteção radiológica envolvendo humanos e animais, reforçando os cuidados com a radiação ionizante no tocante ao desenvolvimento de técnicas e equipamentos que visem a diminuição de dose no operador e no paciente.

## **5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

ALMEIDA FILHO F A, BELLO P, SANTOS VM. **Guia Prático de Radiologia Veterinária - Cães e Gatos**. São Paulo: Globus, 2015; 240p.

CAMPOS, L.L. - **Preparation of CaSO<sub>4</sub>:Dy TL Single Crystals**. J. Lum., 1983; v. 28: 481

HAN CM, HURD CD. **Diagnóstico por Imagem para a Prática Veterinária**. São Paulo: Roca, 2007; 284p.

KEALY JK, MCALLISTER H. **Radiologia e Ultrassonografia do Cão e do Gato**. 3<sup>o</sup> ed. São Paulo: Manole, 2005; 436p.

MARIN, A. V.; ROSA, L. A. R.; ARAUJO, A. M. C. - **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico postal para uso em programas de qualidade em radioterapia com feixes de fótons em condições de não referência**. Instituto Nacional do Câncer (INCA), Rio de Janeiro, 2003; 95 p.

MCKEEVER, S.W.S. - **Thermoluminescence of Solids – Cambridge**. England: Cambridge University Press, 1985; 375p.

THRALL DE. **Veterinary Diagnostic Radiology**. 4<sup>o</sup> ed. Philadelphia: Saunders, 2002; 758p