INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Projeto e Desenvolvimento de um Posicionador Radiográfico de Crânio para
Cães e Gatos**

FRANCISCO ANTONIO DE ALMEIDA FILHO

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues**

São Paulo

2020

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Projeto e Desenvolvimento de um Posicionador Radiográfico de Crânio
para Cães e Gatos**

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

FRANCISCO ANTONIO DE ALMEIDA FILHO

**Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para
obtenção do Grau de Mestre em
Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Leticia Lucente Campos
Rodrigues**

São Paulo

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Como citar:

ALMEIDA FILHO, F.A. ***Projeto e Desenvolvimento de um posicionador radiográfico de crânio para cães e gatos***. 2020. 72 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Almeida Filho, Francisco Antonio

Projeto e Desenvolvimento de um Posicionador Radiográfico de Crânio para Cães e Gatos / Francisco Antonio Almeida Filho; orientador Leticia Lucente Campos Rodrigues. -- São Paulo, 2020.

72 p.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2020.

1. Posicionador Radiográfico. 2. Radiologia Veterinária. 3. Dosimetria. 4. Teste de Dispersão de Dose. I. Campos Rodrigues, Leticia Lucente, orient. II. Título.

Dedicatória

O momento tão sonhado chegou, desta forma dedico este trabalho a uma pessoa ímpar, o qual não mediu esforços para fazer com que meu futuro pudesse ser promissor, meu tio Eurypedes de Souza Dias. Sua trajetória na vida terrena é um exemplo que vou seguir por todos os meus dias. Obrigado por todo incentivo!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, por colocar anjos ao meu redor e me permitir conquistar todos meus sonhos.

À professora Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues, pela confiança, empenho, orientação e apoio durante toda esta jornada do mestrado.

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. Wilson Aparecido Calvo.

Aos profissionais do setor CMR/IPEN que não mediram esforços para ajudar, todas as dúvidas eram sanadas imediatamente e sempre com vontade de explicar, para que eu pudesse entender e me sentir confiante. Vicente, Allan e Aldo meu muito obrigado.

Aos Laboratórios Veterinários NEWVET (São Paulo) Dr. Alexander Proazzi Vaz-Curado e DIMEVET (Paraná) Dr. Luiz Carlos Gracioli Vieira, meu agradecimento especial.

Aos amigos em particular Railson Cruz, Valdetrudes Paz Junior, Sidnei Silva, Ana Clara, Ana Luiza Galli e Mirella Noronha Alegri, obrigado por todo apoio.

À minha família que me confortou em momentos de angústia, me fazendo entender que tudo era questão de tempo, e com isso a tranquilidade sempre prevaleceu. Minha mãe Roseli Borges de Almeida, meu querido pai Francisco Antonio de Almeida, saibam que tudo o que faço é para vocês se orgulharem do filho único que vos ama de maneira intensa.

E por fim, meus filhos Alice I. M. de Almeida, Athur Francisco Bello de Almeida e Rafaella Bello Chi, obrigado por fazer meus dias mais felizes, querida Priscilla Bello e minha tia Cida, obrigado por tudo.

RESUMO

ALMEIDA FILHO, F.A. ***Projeto e Desenvolvimento de um posicionador radiográfico de crânio para cães e gatos***. 2020. 72 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

Esse trabalho teve como finalidade desenvolver um posicionador radiográfico que facilite o exame, por permitir que o crânio do animal fique simétrico, mesmo sendo posicionado por tutores, ou seja, pessoa sem treinamento, e que permita imagens com padrão de laudo. No projeto foi estudado o material PMMA (polimetilmetacrilato), por ser transparente, resistente e fácil de higienizar, como também um material que reduz o espalhamento da radiação ionizante e possui número atômico efetivo próximo da água.

Para os testes de avaliação de dose foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TL) de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, produzidos pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do Centro de Metrologia das Radiações (LMD-CMR) do IPEN. Os testes de calibração empregando o equipamento de raios X, como também testes realizados com os simuladores, foram realizados no Laboratório NEWVET.

O selecionamento do lote dos dosímetros seguiu as orientações do CASEC (Comitê de Avaliação dos Serviços de Ensaio e Calibração). A resposta TL de todas as pastilhas do lote selecionado varia no máximo 23%. Foi avaliada a resposta TL na área de diagnóstico veterinário em função da dose no intervalo de dose e energia de interesse, sendo obtido o comportamento linear da resposta TL de cada porta-dosímetro nos diferentes posicionamentos durante os testes com os posicionadores, com e sem a utilização de objetos simuladores de crânio animal.

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

Palavras-chaves: posicionador radiográfico, dosimetria, controle de qualidade, veterinária, radioproteção.

ABSTRACT

ALMEIDA FILHO, F.A. **Design and Development of a radiographic skull positioner for dogs and cats**. 2020. 72 p. Dissertation (Master in Nuclear Technology), Institute of Energy and Nuclear Research, IPEN-CNEN / SP, São Paulo.

This work was developed with the purpose of creating a radiographic positioner that facilitates the examination, by allowing the skull of the animal remains symmetrical, even being positioned by tutors, that is, person without training and that allows images with a report pattern. During the project, the material PMMA (polymethylmelacrylate) was studied, because it is transparent, resistant and easy to clean, as well as a material that reduces the scattering of ionizing radiation and presents effective atomic number close to water.

For the dose evaluation tests dosimeters of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ produced by the Dosimetric Materials Laboratory of the Radiations Metrology Center (LMD-CMR) of the IPEN were used,. The calibration tests with X-ray equipment, as well as tests performed with the simulators were performed in the laboratory NEWVET.

The selection of the dosimeters batch followed the guidelines of the type test and calibration given by Comitê de Avaliação dos Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC). The TL response of the selected batch varies by 23% at most. All Thermoluminescent (TL) responses as a function of radiation dose and energy in the interest range were evaluated, obtaining the line behavior of each badge dosimeter response at different positions during the tests with and without skull animal phantom .

The results point to a uniformity of energy and average dose for the different positioners in the time of 0.1s, this being the most used in diagnostic protocols for skull imaging for dogs and cats. The results are important information for reviewing the rules of radiological protection involving humans and animals, reinforcing care with ionizing radiation with regard to the development of techniques and equipment aimed at reducing the dose in the operator and the patient.

Keywords: radiographic positioner, dosimetry, quality control, veterinary, radioprotection

SUMÁRIO

	Página
AGRADECIMENTOS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VIII
SUMÁRIO	X
LISTA DE FIGURAS	XII
LISTA DE TABELAS	XVI
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVO	18
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
1.3. RELEVÂNCIA	18
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	20
2.1 PMMA PARA PRODUÇÃO DOS POSICIONADORES	26
2.1.1 FICHA TÉCNICA DO POLIMETILMELACRILATO (PMMA):	26
2.1.2. IMPACTO AMBIENTAL	27
2.2. TERMOLUMINESCÊNCIA	27
2.2.1. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTE CASO4:DY	29
3 MATERIAIS E MÉTODOS	31
3.1. MATERIAIS	31
3.1.1. DOSIMETROS TERMOLUMINESCENTES	31
3.2. EQUIPAMENTOS	31
3.2.1. IRRADIADOR UTILIZADO E SELECIONAMENTO DO LOTE	31
3.2.2. LEITURA DOS DOSÍMETROS	32
3.2.3. TRATAMENTO TÉRMICO DE REUTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS	32
3.2.4. IRRADIAÇÃO DOS DOSIMETROS E PROTÓTIPOS COM RADIAÇÃO X	33
3.3. OBJETOS SIMULADORES	33
3.4. MÉTODOS	39
3.4.1. PROJETO DOS POSICIONADORES	39
3.4.2. IRRADIAÇÃO DOS DOSÍMETROS PARA SELEÇÃO DO LOTE E OBTENÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO COM RADIAÇÃO GAMA	41
3.4.3. LEITURA DOS DOSÍMETROS	42
3.4.4. AVALIAÇÃO DE DOSE E A ENERGIA MÉDIA	43

3.4.5. TRATAMENTO TÉRMICO DE REUTILIZAÇÃO DAS PASTILHAS DE $\text{CaSO}_4:\text{DY}$	44
3.4.6. MONTAGEM DOS PORTA DOSÍMETROS	44
3.4.7. IRRADIAÇÃO COM RAIOS X	45
3.4.7.1. IRRADIAÇÃO UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR DE ISOPOR	45
3.4.7.2. IRRADIAÇÃO UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR DE PMMA	46
3.4.7.3. IRRADIAÇÃO UTILIZANDO OS POSICIONADORES.....	46
3.4.7.4. IRRADIAÇÃO UTILIZANDO POSICIONADORES COM USO DE OBJETOS SIMULADORES DE CRÂNIO.....	48
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1. SELECIONAMENTO DOS LOTES	49
4.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO PARA RADIAÇÃO GAMA DO ^{137}CS	49
4.3. DETERMINAÇÃO DA DOSE E ENERGIA MÉDIAS DOS RAIOS X.....	51
4.3.1. RESULTADO UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR DE ISOPOR	51
4.3.2. RESULTADO UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR DE PMMA PREENCHIDO COM ÁGUA	52
4.3.3. RESULTADO UTILIZANDO OS POSICIONADORES.....	53
4.4. DETERMINAÇÃO DE ENERGIA MÉDIA APROXIMADA E DOSE MÉDIA DOS RAIOS X, EMPREGANDO POSICIONADORES	61
4.4.1. RESULTADO UTILIZANDO OS POSICIONADORES.....	61
4.4.2. RESULTADOS UTILIZANDO SIMULADOR DE CRÂNIO PARA ESPALHAMENTO DE RAIOS X QUE OCORRE DENTRO DO CRÂNIO	62
4.4.3. RESULTADO UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR PARA AVALIAÇÃO DO ESPALHAMENTO DE RAIOS X QUE OCORRE NA ENTRADA E SAÍDA DO CRÂNIO.....	64
4.5. AVALIAÇÃO DOS MÉDICOS VETERINÁRIOS RADIOLOGISTAS EM RELAÇÃO À IMAGEM RADIOGRÁFICA DO SIMULADOR DE CRÂNIO DENTRO E FORA DO POSICIONADOR	66
5. CONCLUSÕES.....	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - POSICIONAMENTO COM AS MÃOS	16
FIGURA 1 - POSICIONAMENTO COM ELÁSTICO	16
FIGURA 3 - CALHA ACOLCHOADA VETERINÁRIA	17
FIGURA 4 - ESPUMA DE ANGULAÇÃO	17
FIGURA 5 - IMOBILIZAÇÃO COM SACOS DE AREIA.....	17
FIGURA 6 – MODELO DE BANDA DA TERMOLUMINESCÊNCIA	28
FIGURA 7 – CURVA CARACTERÍSTICA DE $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	29
FIGURA 8 – PORTA-DOSIMETRO DO IPEN PARA UTILIZAÇÃO COM $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	30
FIGURA 9 – IRRADIADOR MARCA HOPEWELL DESIGNS, INC	31
FIGURA 10 – IRRADIADOR MODELO USA DOT 7 ^A TYPE A DE ^{137}Cs	31
FIGURA 11 – DOSIMETROS SELECIONADOS E ARMAZENADOS	32
FIGURA 12 – LEITORA TERMOLUMISCENTE MARCA HARSHAW MODELO 5500-2	32
FIGURA 13 – FORNO MUFLA DA MARCA HEATCH MODELO LAB-LINE	33
FIGURA 14 – EQUIPAMENTO DE RAIOS X FIXO MODELO DXG-525R	33
FIGURA 15 – OBJETO SIMULADOR DE ISOPOR	34
FIGURA 16 – OBJETO SIMULADOR DE ÁGUA.....	34
FIGURA 17 – OBJETO SIMULADOR DE CRÂNIO DE CÃO E GATO	35
FIGURA 18 -.SIMULADOR DE OSSOS DO CRÂNIO COM DUAS ESPESSURAS DIFERENTES (A E B) APRESENTANDO TRÊS PONTOS DE VISÃO PARA COMPREENDER O TESTE E COM PORTA DOSIMETRO ENTRE DUAS METADES COM A FUNÇÃO DE AVALIAR DISPERSÃO QUE OCORRE DENTRO DO CRÂNIO	35
FIGURA 19 - SIMULADOR REVESTIDO COM PLÁSTICO SIMPLES PARA DIMINUIR A POSSIBILIDADE DE UMIDADE NO PORTA DOSIMETRO.	36
FIGURA 20 - SIMULADOR DE CRÂNIO IMPRESSO EM IMPRESSORA 3D COMPARANDO COM FOTO DE CÃO RAÇA SRD DE 12 ANOS (THOR), VISTA CALDO-CRANIAL.	37

FIGURA 21 - SIMULADOR DE CRÂNIO IMPRESSO EM IMPRESSORA 3D COMPARANDO COM FOTO DE CÃO RAÇA SRD DE 12 ANOS (THOR), VISTA CRÂNIO-CAUDAL.	37
FIGURA 22 - SIMULADOR DE CRÂNIO IMPRESSO EM IMPRESSORA 3D COMPARANDO COM FOTO DE CÃO RAÇA SRD DE 12 ANOS (THOR), VISTA LATERAL.	38
FIGURA 23 E 24 - SIMULADOR DE CRÂNIO IMPRESSO EM IMPRESSORA 3D, POSICIONADO DENTRO DO POSICIONADOR.....	38
FIGURA 25 - PEÇAS DO POSICIONADOR “PEQUENO” QUE APÓS O CORTE DO PMMA SERÃO COLADAS NAS LINHAS PONTILHADAS: AS PARTES SÃO: A – SUPERIOR, B - LATERAL (DIREITA); C – INFERIOR; D - LATERAL (ESQUERDA)	39
FIGURA 26 - PEÇAS DO POSICIONADOR “MÉDIO” QUE APÓS O CORTE DO PMMA SERÃO COLADAS NAS LINHAS PONTILHADAS: AS PARTES SÃO: A – SUPERIOR, B - LATERAL (DIREITA); C – INFERIOR; D - LATERAL (ESQUERDA)	40
FIGURA 27 - PEÇAS DO POSICIONADOR “GRANDE” QUE APÓS O CORTE DO PMMA SERÃO COLADAS NAS LINHAS PONTILHADAS: AS PARTES SÃO: A – SUPERIOR, B - LATERAL (DIREITA); C – INFERIOR; D – LATERAL (ESQUERDA)	41
FIGURA 28 CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO4:DY 24 HORAS APÓS IRRADIAÇÃO E A ÁREA SOB A CURVA DADA EM NC	43
FIGURA 29 - PREPARAÇÃO DOS DOSÍMETROS PARA REALIZAÇÃO DOS TESTES, SENDO: A – SELAGEM DAS PASTILHAS; B – PORTA-DOSÍMETRO; C – PASTILHAS POSICIONADAS SOBRE OS DIFERENTES FILTROS DENTRO DO PORTA-DOSÍMETRO	44
FIGURA 30 - TESTE DE IRRADIAÇÃO NO AR COM UTILIZAÇÃO DE OBJETO SIMULADOR DE ISOPOR	45
FIGURA 31 - IRRADIAÇÃO EMPREGANDO OBJETO SIMULADOR DE PMMA PREENCHIDO COM ÁGUA.....	46
FIGURA 32 - TESTE DE AVALIAÇÃO DO POSSÍVEL ESPALHAMENTO DE RADIAÇÃO COM USO DOS POSICIONADORES, SEM OS ANIMAIS. A (I E II) – PEQUENO; B (I E II) – MÉDIO; C (I E II) – GRANDE.....	47
FIGURA 33 – TESTE DE AVALIAÇÃO DO POSSÍVEL ESPALHAMENTO DE RADIAÇÃO COM USO DO POSICIONADORE COM OBJETO SIMULADOR. A (I E II) – MÉDIO.	48
FIGURA 34 - Curva de frequência de resposta TL de todas as pastilhas do lote selecionado.....	49
FIGURA 35 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO4:DY EM FUNÇÃO DA DOSE PARA RADIAÇÃO GAMA DO ^{137}Cs	51
FIGURA 36 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO4:DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X DE 68kV E 100mA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s, 0,08s E 0,1s, EMPREGANDO OBJETO SIMULADOR DE ISOPOR	52

FIGURA 37 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DE 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s, 0,1s E 0,2s UTILIZANDO OBJETO SIMULADOR PREENCHIDO COM ÁGUA.	53
FIGURA 38 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	54
FIGURA 39 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	54
FIGURA 40 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	55
FIGURA 41 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	55
FIGURA 42 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	56
FIGURA 43 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	57
FIGURA 44 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	57
FIGURA 45 - FIGURA 28: CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	58
FIGURA 46 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	59
FIGURA 47 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM DORSOVENTRAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	59
FIGURA 48 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO ₄ :DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL FORA DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s	60

FIGURA 49 - CURVA DE RESPOSTA TL DO CASO4:DY EM FUNÇÃO DOSE X TEMPO DE IRRADIAÇÃO PARA RADIAÇÃO X, DOSÍMETRO POSICIONADO EM LATEROLATERAL DENTRO DO POSICIONADOR 68kV E 100MA E TEMPOS DE 0,03s, 0,05s E 0,1s.....	60
FIGURA 50 - SIMULADOR DE CRÂNIO EM DORSOVENTRAL FORA DO POSICIONADOR.	63
FIGURA 51 - SIMULADOR DE CRÂNIO EM DORSOVENTRAL DENTRO DO POSICIONADOR.	63
FIGURA 52 - POSICIONADOR DE CRÂNIO MÉDIO.....	67
FIGURA 53 - RADIOGRAFIA DO SIMULADOR FORA DO POSICIONADOR.....	68
FIGURA 54 - RADIOGRAFIA DO SIMULADOR DENTRO DO POSICIONADOR.....	68

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 – UTILIZAÇÃO DO ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSE DO LDT PARA A DETERMINAÇÃO DA ENERGIA E DA DOSE MÉDIA, PARA RADIAÇÃO GAMA DO ^{137}Cs	50
TABELA 2 – RESUMO DOS VALORES DE ENERGIA MÉDIA APROXIMADA E DOSE MÉDIA OBTIDOS EM TODAS AS AVALIAÇÕES UTILIZANDO OS POSICIONADORES DESENVOLVIDOS PARA O TEMPO DE IRRADIAÇÃO DE 0,1S.....	62
TABELA 3 – VALORES MÉDIOS DE ENERGIA ESTIMADA E DOSE MÉDIA OBTIDOS EM TODAS AS AVALIAÇÕES UTILIZANDO O SIMULADOR DE CRÂNIO COM OSSO PEQUENO, FORA E DENTRO DO POSICIONADOR, RESPECTIVAMENTE.	65
TABELA 4 – VALORES MÉDIOS DE ENERGIA ESTIMADA E DOSE MÉDIA OBTIDOS EM TODAS AS AVALIAÇÕES UTILIZANDO O SIMULADOR DE CRÂNIO COM OSSO GRANDE, FORA E DENTRO DO POSICIONADOR, RESPECTIVAMENTE.....	66

1. INTRODUÇÃO

Desde 1968, quando tiveram início as disciplinas de Radiologia Veterinária nas Universidades do Brasil, tem sido muito priorizada a atualização profissional e a qualidade dos exames radiológicos, como também a evolução dos equipamentos radiográficos, permitindo cada vez mais diagnósticos precisos com apenas uma simples radiografia ⁽¹⁾.

A radiologia veterinária requer alguns cuidados especiais, dos quais o mais importante é manter o animal contido de forma técnica e segura, para que no momento do exame radiográfico não venha a se movimentar, causando imagens inadequadas para realização de laudos ⁽²⁾. O cuidado em relação a acidentes de trabalho por mordeduras e arranhões profundos, dependerá de atualizações e adaptações do profissional Técnico e Tecnólogo em Radiologia para atuação na área veterinária. Sendo assim, o profissional dependerá de acessórios eficientes para proteção e contenção, por exemplo, para cães e gatos ⁽³⁾.

A tendência é que cada vez mais a qualidade venha a ser o principal fator quando atuamos com Radiologia Veterinária. Os clientes, cada vez mais exigentes e cientes de seus direitos, estão escolhendo centros de diagnóstico que tenham: equipamentos de raios X digital, qualidade no atendimento, qualidade de exame e cuidados com os animais ⁽¹⁾.

Priorizar técnicas adequadas, realizar posicionamentos eficazes para evidenciar patologias específicas e utilizar acessórios adequados para o posicionamento escolhido são ideias primárias para adquirir qualidade de exame radiográfico ⁽¹⁾.

O mercado *pet* está em grande desenvolvimento, utilizando equipamentos cada vez mais potentes e atuais para obter diagnósticos precisos e tratamentos rápidos; no centro de diagnóstico por imagem, mais precisamente no setor de raios X, são necessários acessórios de posicionamento adequados e que não venham causar artefato na imagem, prejudicando assim o laudo radiográfico ⁽⁵⁾.

Animais que necessitam de anestesia podem ser mantidos no posicionamento com técnicas mais simples, facilitando assim a aquisição da imagem radiográfica. Porém, para que o animal fique no posicionamento correto, são utilizadas maneiras inadequadas, como as próprias mãos do profissional ou

recursos diversos, como demonstrados nas figuras 1 e 2 ⁽⁴⁾. Já os animais que não requerem anestesia irão necessitar de materiais acessórios para uma boa contenção, sendo estes adaptados de uma forma a manter o animal posicionado corretamente e impedindo que venham a ter algum tipo de lesão por contenção inadequada ⁽⁶⁾.

Figura 1 - Posicionamento do animal com as mãos. ⁽⁴⁾

Figura 2 - Posicionamento do animal com Elástico. ⁽⁴⁾

Os materiais para fabricação dos acessórios de posicionamentos radiográficos existentes no mercado são basicamente espumas e tecidos não radiopacos. As linhas utilizadas deverão estar posicionadas lateralmente para que não forme artefato radiográfico na imagem.

Os acessórios necessários para realizar radiografias na atualidade são: calha acolchoada (figura 3) e espumas com angulação (figura 4).

Figura 3 - Calha Acolchoada Veterinária.

Figura 4 - Espuma de Angulação Veterinária.

Em alguns casos são utilizados sacos de areia, para que possa fazer peso, tentando um auxílio para que o animal não saia da posição quando estiver anestesiado, como demonstrado na figura 5.

Figura 5 - Imobilização do animal com sacos de areia.

O desenvolvimento de posicionadores de crânio confeccionados com materiais poliméricos não radiopacos facilitará a limpeza, assepsia e visualização do posicionamento simétrico da estrutura estudada. Na radiologia veterinária ainda há muitas falhas em relação ao posicionamento radiográfico, devido à falta de material existente adequado.

A utilização dos posicionadores tem a real função de manter o crânio dos animais simétricos, permitindo que o próprio tutor contenha seu animal, sem a

Figura 3: Fonte: http://www.primorvet.com.br/product.php?id_product=684 (Acessado em 05/07/2016)

Figura 4: Fonte: <http://www.fisioarbauro.com.br/vendas.html> (Acessado em 05/07/2016)

Figura 5: (Fonte: <http://radiologia.blog.br/thiago-rubens/tag/radiologia%20veterinaria?limit=10&start=10> (Acessado em 01/12/2016)

necessidade de intervenção do profissional da radiologia, evitando exposição desnecessária à radiação por parte deste profissional.

Acrescentar no mercado posicionadores radiográficos de crânio veterinário será algo de interesse dos Médicos Veterinários Radiologistas, onde a posição será fidedigna à estrutura estuda, favorecendo um laudo preciso. O custo baixo e facilidade para obtenção do material são benefícios do posicionador, sendo esta a proposta deste trabalho.

1.1. Objetivo

Projetar e desenvolver um posicionador de crânio para cães e gatos que permita posicionamentos simétricos da região em avaliação, mesmo que seja realizado por tutores, porém que produza imagens de qualidade para emissão de laudos.

1.2. Objetivo Específico

- Padronizar projeções de crânio para diferentes portes de cães e gatos;
- Estabelecer materiais que diminuam os artefatos nas imagens e estabilize a cabeça do animal;
- Permitir posicionamentos adequados para uma padronização de laudos de excelência;
- Estabelecer um posicionador produzido com um material que não permita o espalhamento da radiação ionizante.

1.3. Relevância

O Projeto é relevante por motivo do custo benefício que terá para a clínica, ou seja, o custo do posicionador será baixo, sendo de grande interesse na aquisição do produto para os Médicos Veterinários Radiologistas, segurança em relação a exposição de dose para Tecnólogos em Radiologia e proprietários das Instituições Diagnósticas por Imagem de pequenos animais. Outra vantagem é a

facilidade na limpeza e assepsia, pelo fato do posicionador ser construído com acrílico.

A Estrutura anatômica será de característica a comportar o crânio do animal de maneira confortável, sem ter a necessidade de forçar o animal a encostar sua cabeça na mesa, sendo este um fator importante da não colaboração do animal no momento do exame.

Com o uso do posicionador de crânio o animal poderá ficar com a cabeça em posição neutra, mantendo-se posicionada corretamente devida a forma anatômica do equipamento.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Na área da radiologia veterinária de pequenos animais são utilizados três tipos distintos de equipamentos radiográficos, ou seja: Portátil, Móvel e Fixo. Não há equipamento ideal para a área veterinária, tudo irá depender da espécie que será atendida e porte. Embora o foco deste trabalho seja pequenos animais, é preciso pensar que os portes podem variar de pequeno, médio, grande e gigante quando se trata de cães.

Equipamento portátil

Este tipo de equipamento diferente é muito utilizado por médicos veterinários “volantes”, ou seja, médicos que se deslocam até as clínicas veterinárias, por motivo de fácil movimentação.

O uso deste equipamento é limitado e a qualidade do exame é baixa, porque a corrente, varia entre 15 e 30 mA, ou seja, requer muita penetração e por causa da espessura dos animais estudados, a tensão destes equipamentos é em torno de 90 kV. ⁽¹⁾

O raios X portáteis requerem grande tempo de exposição, dessa forma, haverá maior dificuldade, já o animal deverá ficar imóvel por alguns segundos a mais.

Equipamento móvel

Estes equipamentos são os mais utilizados na área veterinária por vários motivos: 1º. Baixo Custo; 2º. Necessita de pouco espaço físico; 3º. Facilidade no manuseio da mesa de comando; 4º. Fácil movimentação; 5º. Se necessitar de ótima qualidade de imagem, aceita transformação para raios X digital.

Esses motivos fazem com que os Médicos Veterinários optem por estes modelos, já que na maioria das clínicas de pequeno porte quem realiza os exames são os próprios clínicos do animal.

A única falha deste equipamento é que, na maioria, a ampola é de anodo fixo, ou seja, baixa qualidade no exame e um agravante, a corrente e tensão (kV)

são inversamente proporcionais, quanto maior tensão (kV) menor a corrente (mA), sendo assim, maior penetração, menor qualidade. Em alguns casos, como animais obesos, com grande massa corporal, porte físico ou com patologias como edema generalizado, não penetram deixando a película sem definição. ⁽¹⁾

Equipamento Fixo

Estes equipamentos são mais sofisticados e necessitam de espaços mais amplos, por esse motivo somente Laboratórios de Imagem e grandes Hospitais Veterinários possuem. Geralmente, os modelos são de 500 mA e analógicos, onde a revelação das películas são feitas com Processadora Automática ou se for digital tipo “CR” (radiologia computadotizada), as películas são impressas.

A sala deve ser baritada, seguindo as normas da ANVISA, e o Físico Médico deverá realizar o laudo radiométrico para ter a liberação para uso da sala.

A mesa de comando é mais complexa, fornecendo melhor qualidade no exame, pelo fato de que a corrente e tensão são separados dando a liberdade da manipulação correta da técnica. ⁽¹⁾

Proteção Radiológica na Radiologia Veterinária

Na Radiologia Veterinária seguimos as mesmas normas de proteção da área humana, já a fiscalização, quem realiza são fiscais do CRMV (Conselho Regional de Medicina Veterinária).

A RDC 330/19 que substituiu a portaria 453/98, descreve normas de radioproteção que devem ser seguidas, sempre quando houver exposição do profissional, paciente e acompanhante à radiação. Estas normas se aplicam a todo território nacional, às pessoas físicas e jurídicas envolvidas na utilização dos raios X diagnósticos (produção, comercialização de equipamentos, prestação de serviços e atividades de pesquisa). ⁽¹⁷⁾

Há três princípios nos quais a radioproteção se baseia no setor de radiodiagnóstico humano e veterinário seguindo a RDC 330/19: ⁽¹⁷⁾

- 1º Justificação;
- 2º Otimização;
- 3º Limites de dose.

1º Princípio - Justificação

Nenhuma atividade que possa expor pacientes à radiação ionizante deve ser autorizada a menos que produza um benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, que compense os danos causados por esta exposição. Isto significa que a exposição do paciente deve resultar num benefício real à saúde.

Só se justifica a escolha de uma técnica diagnóstica que envolva radiação ionizante caso não estejam disponíveis técnicas alternativas com o mesmo objetivo e com menor risco.

Competências:

- *Médico Veterinário*: Estar ciente dos riscos das radiações ionizantes, princípio de justificação, limitações e vantagens da atividade radiológica comparada com técnicas alternativas.
- *Técnico em Radiologia Veterinária*: Realizar apenas exposições médicas autorizadas por um médico veterinário do serviço.

2º Princípio - Otimização

As doses individuais e o número de pacientes e acompanhantes expostos deve ser os mais baixos possíveis, considerando os custos econômicos e sociais envolvidos.

Classe de Exposição:

- *Exposição Médica* - Exposição de pacientes em decorrência de exames, e de acompanhantes que ajudam a conter pacientes;

- *Exposição Ocupacional* – exposição de um indivíduo em decorrência de seu trabalho;
- *Exposição do Público* - exposição de membros da população a fontes de radiação ionizante, excluindo exposições médicas, ocupacionais e naturais.

Cabe aos Técnicos em Radiologia Veterinária:

- Atuar nas avaliações de dose em pacientes e nas avaliações do índice de rejeição de radiografias;
- Estar ciente dos riscos associados ao seu trabalho e dos procedimentos operacionais;
- Estar ciente de suas responsabilidades na proteção dos pacientes, de si mesmo e de outros;
- Evitar a realização de exposições médicas desnecessárias.

3º Princípio – Limites de Dose

São valores de dose efetiva e dose equivalente que não devem ser ultrapassados no período de tempo especificado.

Limites de Medicina Diagnóstica

- São estabelecidos limites para exposições ocupacionais (20 mSv/ano) e do público (1 mSv/ano), considerando a soma de todas as exposições do indivíduo;
- Não se aplicam às exposições médicas (paciente e acompanhante).

Profissionais Gestantes

- A Dose na superfície do abdomen não deve ultrapassar 2mSv durante todo o período restante da gestação;

- Sob estas condições, a dose no embrião ou feto não ultrapassa 1mSv neste período.

Prevenção de Acidentes:

- No projeto e operação de equipamentos e instalações devem ser prevenidas ou minimizadas a probabilidade de ocorrência de acidentes;
- Devem ser desenvolvidos os meios necessários para reduzir o máximo possível a contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de exposições potenciais.

Controle de Exposição de Pacientes

Realizar o procedimento radiológico produzindo:

- Dose mínima para o paciente;
- Imagem com qualidade aceitável;
- O profissional deve estar ciente dos procedimentos operacionais de modo a evitar a repetição de exposição;
- Toda repetição de exposição deverá ser anotada.

Como Reduzir a Dose no Paciente:

- Número de exposições por exame, adequado;
- Tipo de receptor de imagem, adequado;
- Grade anti-difusora apropriada, quando aplicável;
- Colimação apropriada do feixe primário;
- Valores do kV e mAs apropriados;
- Fatores adequados de processamento da imagem.

Proteção Radiológica para os Pacientes

A blindagem deve estar nos órgãos mais radiosensíveis (gônadas, cristalino e tireóide), quando eles estiverem diretamente no feixe primário de radiação, ou até 5 cm dele, a não ser que as blindagens excluam ou degradem informações diagnósticas importantes.

Equipamentos de Proteção Individual

Os EPI's (Equipamentos de Proteção Individual) são aqueles que protegem o profissional, paciente e acompanhante. Devem ser usados de maneira correta sempre quando estiver em exposição à radiação ionizante.

Equipamentos de Proteção Coletiva

Os EPC's (Equipamentos de Proteção Coletiva) são aqueles utilizados para proteger a todos os indivíduos que não estejam realizando exames por radiação ionizante, ou seja, todos aqueles que circulam nos hospitais e clínicas, ou que estejam hospitalizados.

A sala de exames deve ser baritada em uma altura de no mínimo 2,10m, recomendado pela ANVISA. Quando houver salas no piso superior ou inferior, a sala de exames deverá ser baritada no teto e no chão, respectivamente. A espessura da camada de barita irá depender do laudo radiométrico.

Dosímetro

- Os dosímetros individuais designados para estimar a dose efetiva devem ser utilizados na região mais exposta do tronco;
- Durante a utilização do avental plumbífero, o dosímetro deve ser colocado sobre o avental;
- Na ausência do usuário, o dosímetro deve ser guardado em local seguro, longe da fonte de radiação;

- O dosímetro é de uso exclusivo no serviço para o qual foi solicitado.

2.1. PMMA para produção dos posicionadores

Para o projeto e a construção dos posicionadores foi avaliada a possibilidade da utilização de chapas de PMMA (polimetilmelacrilato) com 3mm de espessura.

Esse material foi escolhido por possuir propriedades de interesse: é opticamente transparente, isto porque, a temperatura de transição vítrea ocorre entre 100 e 120 °C, o que contribui para sua transparência sem apresentar deterioração de suas propriedades ópticas e mecânicas, com isso possui grande potencial de aplicações diversas. ⁽⁸⁾

O PMMA é um polímero sintético resistente a impactos e quedas, sendo inodoro e tende a ser amorfo por motivo do grupo de metila na sua estrutura reduzir a mobilidade e dificultar a cristalização. ⁽⁷⁾ A resistência deste material puro é aproximadamente 70 Mpa e possui alto módulo de elasticidade com baixo alongamento de ruptura. ⁽⁸⁾

O índice de refração do PMMA é aproximadamente 1,49 com transmissão de luz de 92,3% em uma chapa fina ⁽⁹⁾, que no caso foi utilizada neste projeto. Considerando suas propriedades, o polimetilmelacrilato dificilmente se decompõe em temperaturas menores que 200 °C, com isso pode-se afirmar sua boa estabilidade térmica. ⁽⁷⁾

2.1.1. Ficha Técnica do Polimetilmelacrilato (PMMA)

- **Nome IUPAC (*International Union of Pure and Applied Chemistry*):**
 - Poli[1-(metoxicarbonil)-1-metil etileno];
 - Poli(metal 2-metilpropenoato).
- **Nome Comercial:**
 - Acrílico;
 - Lucite;

- Perspex.

- **Propriedades:**

- Fórmula química: $(C_5O_2H_8)_n$
- T_{fusão}: 130°C
- T_g (temperatura de transição vítrea): 100 a 120 °C
- Índice de Refração: 1,48 a 1,50
- Taxa de Transmissão de luz: 92,3%

2.1.2. Impacto ambiental

O PMMA gera o dobro de gases do efeito estufa em relação a outros polímeros, desta forma há uma preocupação da reutilização deste material, e isto pode ser feito reciclando os monômeros que o constitui. ⁽¹⁰⁾ No Brasil, o código do PMMA é número 7, sendo identificado como outros polímeros de diferentes propriedades. ⁽¹¹⁾

Para a produção dos posicionadores de crânio para Cães e Gatos podem ser utilizados retalhos dos acrílicos utilizados para produção de outros acessórios, desta forma, evita a eliminação desnecessária deste material.

2.2. Termoluminescência

Alguns materiais, como os cristais iônicos, quando aquecidos têm a propriedade de emitir luz, após serem irradiados. Este fenômeno é chamado termoluminescência. O fenômeno de termoluminescência 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, chamada de banda proibida. ⁽¹³⁾

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. ⁽¹³⁾

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 às impurezas e deformidades na rede cristalina dos materiais. ⁽¹³⁾

Um esquema simplificado do modelo de bandas da termoluminescência é apresentado na figura 6.

Figura 6 - Modelo de bandas da termoluminescência. ⁽¹⁴⁾

As diferentes fases podem ser caracterizadas pela curva de emissão de luminosidade 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 presentes no material. ⁽¹⁴⁾ Representada na figura 7.

Figura 7 – Curva de Emissão TL

2.2.1. Dosímetros Termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$

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, μGy a Gy , porém, apresenta dependência energética da resposta para radiação devido ao número atômico efetivo alto, desta forma são utilizados filtros no porta dosímetro (plástico, chumbo e chumbo furado) com intensão de mensurar em diferentes respostas de cada pastilha. ⁽¹²⁾

A figura 8 ilustra o porta-dosímetro do IPEN para utilização com o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

Figura 8 - Porta-dosímetro do IPEN para utilização com o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

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;

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

3.1.1. Dosímetros Termoluminescentes

Foram utilizadas 249 pastilhas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ com 6mm de diâmetro e 1mm de espessura.

3.2. Equipamentos

3.2.1. Irradiador Utilizado e Selecionamento do lote:

Foi utilizado um irradiador de ^{137}Cs da marca Hopewell Designs, Inc. e modelo USA DOT 7ª TYPE A pertencente ao IPEN (figura 9 e 10).

Figura 9 - Irradiador Marca Hopewell Designs, Inc. Arco para posicionamento dos dosímetros

Figura 10 - Irradiador modelo USA DOT 7ª TYPE A de ^{137}Cs . Blindagem da fonte.

O lote para utilização no projeto foi de 249 dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, do qual há necessidade de alocar em uma matriz para separar corretamente as pastilhas com sensibilidade melhor que 23% (figura 11).

Figura 11 - Dosímetros selecionados e armazenados

3.2.2. Leitura dos dosímetros:

Foi utilizada a leitora TL da marca HARSHAW modelo 5500-2 pertencente ao IPEN (figura 12).

Figura 12 – Leitora termoluminescente marca HARSHAW modelo 5500-2

3.2.3. Tratamento térmico de reutilização dos dosímetros:

Foi utilizado o forno mufla da marca HEATCH modelo LAB-LINE pertencente ao IPEN (figura 13).

Figura 13 - Forno mufla da marca HEATCH modelo LAB-LINE

3.2.4. Irradiação dos dosímetros e protótipos com radiação X:

Foi utilizado um equipamento de raios X fixo modelo DXG-525R de 100kV e 300 mA pertencente ao Laboratório NEWVET (figura 14).

Figura 14 - Equipamento de raios X fixo modelo DXG-525R

3.3. Objetos Simuladores:

- Placa de Isopor, medindo 30X30X15 cm (figura 15).

Figura 15 - Objeto Simulador de isopor

- Objeto Simulador de água produzido de PMMA, medindo 30X30X15 cm, preenchido com água (figura 16);

Figura 16 - Objeto Simulador PMMA preenchido com água

- Objeto Simulador de crânio de cão e gato - produzido com bexiga de alta densidade preenchida com água e duas densidades de ossos diferentes (figuras 17 a 19).

Figura 17 - Objeto Simulador de crânio de cão e gato

- Objeto Simulador de ossos do crânio de cão e gato pequeno (a) e grande (b), simulando a dose dentro da caixa craniana (figura 18).

Figura 18 - Simulador de ossos do crânio com duas espessuras diferentes (A e B), teste do porta dosímetro entre duas metades com a função de avaliar dispersão que ocorre dentro do crânio.

(a)

(b)

- Objeto Simulador envolvido com proteção plástica para evitar humidade excessiva nas pastilhas seladas (figura 19).

Figura 19 - Simulador revestido com plástico simples para diminuir a possibilidade de umidade no porta dosímetro.

- Objeto simulador de crânio de cão – produzido com filamento de PLA (ácido polilático) impresso em impressora 3D ⁽¹⁶⁾, é um polímero termoplástico derivado de fontes naturais chamado também de bioplástico, por ser renovável as peças produzidas por este material podem ser descartadas sem preocupação de contaminação do meio ambiente, sendo assim, é um ótimo produto para produzir simuladores e com a precisão da impressora 3D, os simuladores podem ficar exatamente iguais à composição óssea de um cão porte pequeno (figuras 20 a 22). A proposta deste teste é simular a simetria do crânio e se houve alteração da imagem quando utilizado o posicionador (figuras 23 e 24).

Este polímero de PLA, foi utilizado por ter a melhor semelhança com o osso. ⁽¹⁶⁾

Figura 20 – Simulador de crânio impresso em impressora 3D comparado com foto de cão raça SRD de 12 anos (Thor), vista caldo-cranial

Figura 21 – Simulador de crânio impresso em impressora 3D comparado com foto de cão raça SRD de 12 anos (Thor), vista crânio-caudal

Figura 22 – Simulador de crânio impresso em impressora 3D comparando com foto de cão raça SRD de 12 anos (Thor), vista lateral

Figura 23 e 24 – Simulador de crânio impresso em impressora 3D, dentro do posicionador

3.4. MÉTODOS

3.4.1. Projeto dos Posicionadores

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. As figuras 25 a 27 mostram tecnicamente o formato e as dimensões das partes dos posicionadores já padronizados.

- **Cão Porte Pequeno:**

Figura 25 - Peças do posicionador “Pequeno”, que após o corte do PMMA, serão coladas nas linhas pontilhadas: as partes são: A – Superior, B - Lateral (Direita); C – Inferior; D - Lateral (Esquerda); E – Posicionador.

- Cão Porte Médio:

Figura 26 - Peças do posicionador “Médio”, que após o corte do PMMA, serão coladas nas linhas pontilhadas: as partes são: A – Superior, B - Lateral (Direita); C – Inferior; D - Lateral (Esquerda); E - Posicionador

- **Cão: Porte Grande:**

Figura 27 - Peças do posicionador “Grande”, que após o corte do PMMA, serão coladas nas linhas pontilhadas: as partes são: A – Superior, B - Lateral (Direita); C – Inferior; D - Lateral (Esquerda); E - Posicionador

3.4.2. Irradiação dos dosímetros para Seleção do Lote e obtenção da curva de calibração com radiação gama

Foram selecionadas 249 pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, as quais foram expostas ao irradiador de ^{137}Cs a uma distância de 30 cm da fonte, em condições de equilíbrio eletrônico (3mm 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.

O fato de ser uma fonte de ^{137}Cs , de alta energia (670 keV), favorece a seleção dos lotes que serão utilizados para avaliação da dose e energia média na calibração do equipamento de raios X e a avaliação do espalhamento dos raios X, quando utilizados os posicionadores.

A curva de resposta em função da dose para a radiação gama do ^{137}Cs foi obtida efetuando três medições, 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}Cs será utilizado no cálculo da energia média estimada e da dose no paciente pelo equipamento de raios X empregado na Clínica Veterinária, tornando possível a construção da curva de calibração para os raios X empregando objetos simuladores de isopor (simula a dose de entrada na pele) e água (simula a presença do animal).

3.4.3. Leitura dos dosímetros

Todas as leituras TL foram efetuadas sempre 24h após a irradiação, com o objetivo de eliminar o pico TL ao CaSO_4 de baixa temperatura ($\simeq 120^\circ\text{C}$).

Todos os resultados apresentados são a média das respostas TL das doses para cada irradiação.

Após as irradiações, foi utilizada a leitora TL para realizar a leitura dos dosímetros e, a partir destes resultados, foi determinada a dose recebida por cada dosímetro. Este resultado é dado em carga elétrica (nC) e a curva de resposta TL do dosímetro é apresentada na tela do computador (figura 28).

Figura 28 - Curva de resposta TL do CaSo₄:Dy 24 horas após irradiação e a área sob a curva dada em nC

3.4.4. Avaliação da dose e a energia média

Para a avaliação da dose e da energia média da radiação foi utilizado o algoritmo desenvolvido pelo Laboratório de Monitoração Individual (LMD-CMR), que utiliza como dados de entrada:

- o fator de calibração para a resposta dos dosímetros para a radiação gama do ¹³⁷Cs (fator de calibração do lote), foi o mesmo para os três filtros do porta-dosímetro.
- as leituras brutas obtidas no dosímetro de controle (BG), 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 efetiva média, corrige as repostas sob os diferentes filtros para a dependência energética e calcula a dose equivalente média.

3.4.5. Tratamento térmico de reutilização das Pastilhas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$

Após quaisquer exposições e leitura dos dosímetros é necessário prepará-los novamente para a reutilização: para isto as pastilhas foram submetidas a um tratamento térmico a 300 °C por 60 min em forno mufla, e, em seguida, foi dado um choque térmico expondo as pastilhas a resfriamento rápido sobre uma chapa de metal gelada.

3.4.6. Montagem dos porta-dosímetros

As pastilhas, após resfriadas, foram seladas em plástico, de modo que, quando acondicionadas no porta-dosímetro estivessem exatamente sobre três diferentes filtros: plástico, chumbo e chumbo furado (figura 29).

Figura 29 - Preparação dos dosímetros para realização dos testes, sendo: A – selagem das pastilhas; B – porta-dosímetro; C – pastilhas posicionadas sobre os diferentes filtros dentro do porta-dosímetro.

Estes diferentes filtros são propositais para que seja realizado um cálculo relacionando às respostas TL dos dosímetros sob os diferentes filtros, utilizando o algoritmo no Excel, que permite a determinação da energia média incidente e da dose, já corrigida para a dependência energética da resposta para os raios X.

3.4.7. Irradiação com Raios X

As irradiações com radiação X foram realizadas utilizando o equipamento de raios X da empresa parceira do projeto (NEWVET). Os parâmetros de irradiação utilizados foram sempre: 68 kV e 100 mA. Os testes foram realizados na seguinte sequência de irradiações: utilizando objeto simulador de isopor, objeto simulador de PMMA preenchido com água, os protótipos dos posicionadores sem o uso de animais e na fase final, utilizando os protótipos dos posicionadores com uso de objetos simuladores.

3.4.7.1. Irradiação Utilizando Objeto Simulador de Isopor

Para avaliar o feixe de radiação incidente primário, no ar, foi utilizado um objeto simulador de isopor, seguindo as dimensões das normas internacionais, que são 30x30x15 cm. O porta-dosímetro foi posicionado no centro geométrico do isopor (figura 30), seguindo os tempos de irradiação de 0,03s, 0,05s, 0,08s, 0,1s e 0,2s, mantendo sempre 100mA (respeitando a técnica utilizada pelo laboratório em estudo de crânio) e 68kV (média da tensão da técnica utilizada pelo laboratório de um animal de porte médio).

Figura 30 - Teste de irradiação no ar com utilização de objeto simulador de isopor

3.4.7.2. Irradiação Utilizando Objeto Simulador de PMMA

Para avaliar a dose no corpo do paciente foi utilizado objeto simulador de PMMA preenchido com água, simulando as características do tecido humano, seguindo as dimensões das normas internacionais, que são 30x30x10 cm. Para realizar o teste, o porta-dosímetro foi posicionado no centro geométrico do simulador (figura 31), seguindo os tempos de irradiação de 0,03s, 0,05s, 0,08s, 0,1s e 0,2s, mantendo 100mA e 68kV (média da tensão da técnica utilizada pelo laboratório de um animal de porte médio).

Figuras 31 - Irradiação empregando objeto simulador de PMMA preenchido com água

3.4.7.3. Irradiação utilizando os Posicionadores

Para verificar o possível espalhamento de radiação com o uso do posicionador, primeiramente, sem a presença do objeto simulador de crânio, foram utilizados os posicionadores de PMMA, seguindo o projeto de montagem deste trabalho, com os diferentes tamanhos (P, M, G). Para a realização dos testes, os porta-dosímetros foram posicionados dentro e fora do posicionador (figura 32), seguindo os tempos de irradiação de 0,03s, 0,05s, 0,08s, 0,1s e 0,2s, mantendo 100mA, (respeitando a técnica utilizada pelo laboratório em estudo de crânio). Neste teste a tensão foi alterado respeitando as técnicas utilizadas pelo

laboratório em estudo de crânio de animais pequenos, médios e grandes (animais pequenos: 55kV, animais médios: 70kV e animais grandes: 75kV).

Figuras 32 - Teste de avaliação do possível espalhamento de radiação com uso dos posicionadores, sem os animais. A (I e II) – pequeno; B (I e II) – médio; C (I e II) – grande

3.4.7.4. Irradiação utilizando Posicionadores com uso de objeto simulador de crânio

Para verificar o possível espalhamento de radiação com o uso do posicionador com objeto simulador de crânio foi utilizado o posicionador de PMMA com simulador produzido com bexiga de grossa espessura preenchida com água e internamente posicionado o osso que simula o crânio, seguindo o projeto de montagem deste trabalho, com o tamanho M. Para a realização do teste, os portadosímetros foram posicionados dentro do posicionador localizado abaixo do simulador e fora do posicionador (figura 33), seguindo o tempo de irradiação de 0,1s, considerando este tempo o mais utilizado para estudos de crânio mantendo 100mA, (respeitando a técnica utilizada pelo laboratório em estudo de crânio). Neste teste foi utilizado 68 kV (média da tensão da técnica utilizada pelo laboratório de um animal de porte médio).

Figuras 33 - Teste de avaliação do possível espalhamento de radiação com uso do posicionadore com objeto simulador. A (I e II) – médio.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Selecionamento dos lotes

A seleção 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 34, as respostas de todas as pastilhas do lote selecionado estão dentro de 38 ± 4 nC.

Figuras 34 - Curva de frequência de resposta TL de todas as pastilhas do lote selecionado.

4.2. Curva de calibração para radiação gama do ^{137}Cs

A Tabela 1 foi construída utilizando o algoritmo de cálculo de dose desenvolvido pelo laboratório de dosimetria termoluminescente (LDT) para a determinação da energia da radiação incidente e da 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}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 137Cs.

Valor do BG do Laboratório = 0,08 mSv				Min		Max												
Fatores de Calibração do Lote:				R1(PI/Pb0)		11,1												
				R2(Pb/Pb0)		1,00												
				R3(PI/Pb)		30,67												
Dosímetro	Leituras Brutas			Relações		Energias			EMI	CVE(%)	H(mSv)			HM (mSv)	OBS	CVH(%)		
	PI	Pb	Pb0	Resposta)	Resposta)	E1	E2	E3			H1(E1)	H2(E2)	H3(E3)					
	Controle	0,334	0,28	0,308	1,084	0,989	1,193	663,0	448,8	489,2	533,67	21,3	0,036	0,034	0,034	0,03	M	3,0
	1	40,655	45,567	45,939	0,885	0,992	0,882	663,0	645,7	489,2	599,29	16,0	5,118	5,074	4,946	5,05		1,8
	2	38,93	44,122	41,161	0,946	1,072	0,882	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	4,808	4,810	4,640	4,75		2,1
	3	40,598	46,624	41,047	0,989	1,136	0,871	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	4,967	4,968	4,790	4,91		2,1
	4	79,442	91,866	96,882	0,820	0,948	0,865	663,0	539,3	489,2	563,82	15,9	10,423	10,093	10,104	10,21		1,8
	5	76,937	91,302	88,638	0,868	1,030	0,843	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	9,982	9,984	9,672	9,88		1,8
	6	76,436	84,84	90,048	0,849	0,942	0,901	663,0	524,9	489,2	559,01	16,4	9,766	9,386	9,443	9,53		2,1
	7	127,343	135,811	135,348	0,941	1,003	0,938	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	15,506	15,507	14,927	15,31		2,2
	8	106,29	136,926	142,344	0,747	0,962	0,776	663,0	572,4	489,2	574,87	15,1	15,001	14,586	14,635	14,74		1,5
	9	116,876	138,875	131,434	0,889	1,057	0,842	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	15,064	15,066	14,587	14,91		1,9
10	149,683	177,269	186,701	0,802	0,950	0,844	663,0	542,5	489,2	584,91	15,0	19,997	19,348	19,413	19,59		1,8	
11	168,998	180,31	159,38	1,060	1,131	0,937	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	19,803	19,805	19,002	19,54		2,4	
12	150,249	171,684	175,101	0,858	0,980	0,875	663,0	618,0	489,2	590,06	15,3	19,348	18,967	18,724	19,01		1,7	

Fonte: GMR/IPEN

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função da dose para radiação gama do ^{137}Cs é apresentada na figura 35.

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

Figura 35 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função da dose para radiação gama do ^{137}Cs .

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 mSv/nC]

4.3 Determinação da dose e energia médias dos raios X

4.3.1. Resultado Utilizando Objeto Simulador de Isopor

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função do tempo de irradiação para radiação X com tensão de 68kV e corrente de 100mA é apresentada na figura 36.

Os valores de dose para os diferentes tempos de irradiação foram obtidos empregando o algoritmo de cálculo de dose.

Figura 36 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X de 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s, 0,08s e 0,1s, empregando objeto simulador de isopor.

Tempo s	Dose mSv	desv.
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,29	12%
0,05	0,45	9%
0,08	0,69	6%
0,10	0,84	2%

A curva acima representa o experimento realizado empregando objeto simulador de isopor, que simula a dose de entrada de radiação na superfície da pele. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $8,92 \pm 0,55$ mSv/s, que representa 6,2%.

4.3.2. Resultado Utilizando Objeto Simulador de PMMA preenchido com água

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função do tempo de irradiação para radiação X de tensão 68kV e corrente 100mA utilizando um objeto simulador de PMMA preenchido com água é apresentada na figura 37.

Do mesmo modo como para objeto simulador de isopor, os valores de dose para os diferentes tempos de irradiação foram obtidos empregando o algoritmo de cálculo de dose.

Figura 37 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X de 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s, 0,1s e 0,2s utilizando objeto simulador preenchido com água.

A curva acima representa o experimento realizado com objeto simulador de PMMA preenchido com água, que simula interação da radiação no interior do corpo. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo que o fator de resposta $7,93 \pm 2,75$ mSv/s, que representa 34,7%.

O aumento na incerteza pode ser explicado devido à radiação espalhada no simulador.

4.3.3. Resultado Utilizando os Posicionadores

- **Posicionador Pequeno:**

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função do tempo de irradiação para radiação X de tensão 68kV e corrente 100mA é apresentada nas figuras 38 a 41.

Os valores de dose para os diferentes tempos de irradiação foram sempre obtidos de modo análogo aos obtidos para os objetos simuladores.

Figura 38 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,33	9%
0,05	0,42	13%
0,10	0,80	12%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador pequeno com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL FORA. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $9,13 \pm 1,62$ mSv/s, que representa 17,8%.

Figura 39 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,29	19%
0,05	0,43	16%
0,10	0,79	5%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador pequeno com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL DENTRO. Esta curva

apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $8,72 \pm 0,88$ mSv/s, que representa 10,16%.

Figura 40 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,31	18%
0,05	0,40	10%
0,10	0,75	19%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador pequeno com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL FORA. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $8,61 \pm 1,51$ mSv/s, que representa 17,5%.

Figura 41 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,28	17%
0,05	0,40	16%
0,10	0,78	3%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador pequeno com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL DENTRO. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $8,97 \pm 0,83$ mSv/s, que representa 9,93%.

- **Posicionador Médio:**

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função do tempo de irradiação para radiação X de 68kV e 100mA é apresentada nas figuras 42 a 45.

Figura 42 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,22	5%
0,05	0,33	5%
0,10	0,60	19%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador médio com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL FORA. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $6,95 \pm 0,51$ mSv, que representa 7,42%.

Figura 43 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv.
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,19	3%
0,05	0,29	11%
0,10	0,60	12%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador médio com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL DENTRO. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $6,04 \pm 0,26$ mSv/s, que representa 4,39%.

Figura 44 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,21	10%
0,05	0,27	4%
0,10	0,61	16%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador médio com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL FORA. Esta curva

apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $6,16 \pm 0,70$ mSv/s, que representa 13%.

Figura 45 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador médio com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL DENTRO. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $5,72 \pm 0,16$ mSv/s, que representa 2,77%.

- **Posicionador Grande:**

A curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função do tempo de irradiação para radiação X de tensão 68kV e corrente 100mA é apresentada nas figuras 46 a 49.

Figura 46 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv.
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,14	26%
0,05	0,26	23%
0,10	0,53	22%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador grande com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL FORA. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $5,05 \pm 0,34 \text{ mSv/s}$, que representa 6,82%.

Figura 47 - Curva de resposta TL do CaSO₄:Dy em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em DORSOVENTRAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,13	9%
0,05	0,21	15%
0,10	0,47	17%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador grande com o dosímetro posicionado DORSOVENTRAL DENTRO. Esta curva

apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $4,41 \pm 0,26 \text{ mSv/s}$, que representa 5,88%.

Figura 48 - Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL FORA do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,13	28%
0,05	0,26	18%
0,10	0,42	5%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador grande com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL FORA. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $4,57 \pm 0,54 \text{ mSv/s}$, que representa 11,89%.

Figura 49: Curva de resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função dose x tempo de irradiação para radiação X, dosímetro posicionado em LATEROLATERAL DENTRO do POSICIONADOR 68kV e 100mA e tempos de 0,03s, 0,05s e 0,1s

Tempo s	Dose mSv	desv. CV%
controle	0,000	#DIV/0!
0,0	0,00	0%
0,03	0,12	8%
0,05	0,19	5%
0,10	0,40	14%

A curva acima representa o experimento realizado com o posicionador grande com o dosímetro posicionado LATEROLATERAL DENTRO. Esta curva apresenta comportamento linear no intervalo de tempo de interesse, sendo o fator de resposta $3,93 \pm 0,11 \text{ mSv/s}$, que representa 2,80%.

4.4. Determinação de energia média aproximada e dose média dos raios X empregando posicionadores

4.4.1. Resultado Utilizando os Posicionadores

Os valores de dose para os diferentes tempos de irradiação foram sempre obtidos de modo análogo aos obtidos para os objetos simuladores, informações 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 $0,63 \pm 0,14 \text{ mSv/s}$, que está dentro da incerteza aceita para doses baixas.

Em relação à energia média da radiação X, o valor encontrado experimentalmente foi $15,8 \pm 3,01 \text{ keV}$, 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 posicionadores desenvolvidos para o tempo de irradiação de 0,1s.

Testes	Técnica	E_m média	D_{ef} média
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		$\pm 3,01$ keV	$\pm 0,14$ mSv

P = Pequeno

DV = Dorso Ventral

G = Grande

M = Médio

LL – Latero Lateral

Pode ser observado que todos os valores encontrados, para os diferentes tamanhos de posicionador estão dentro do aceitável, indicando que a presença do posicionador não causa alteração na dose.

4.4.2. Resultados Utilizando Simulador de Crânio para Espalhamento de Raios X que Ocorre Dentro 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.

Observado os valores de dose avaliados em cada porta-dosímetro em função do tempo de irradiação, a resposta variou uniformemente, sendo obtida a Dose Média (D_{ef} média) de $0,75 \pm 0,05$ mSv, que representa 6,7% quando realizado o teste de simulação do espalhamento de raios X que podem ocorrer dentro do crânio alocando o simulador em dorsoventral fora do posicionador (figura 50) e obtendo a D_{ef} média de $0,57 \pm 0,09$ mSv, que representa 15,8% quando realizado o teste de simulação de espalhamento de raios x que podem ocorrer dentro do crânio alocando o simulador em dorsoventral dentro do posicionador (figura 51), respeitando em ambos os testes 68 kV, 100 mA e 0,1s.

Como esperado, houve um aumento na dose, devido a presença do simulador de crânio, que em um cão médio corresponde a 70% de tecido ósseo.

Figura 50 – Simulador de Crânio em Dorsoventral fora do posicionador.

Figura 51 – Simulador de Crânio em Dorsoventral dentro do posicionador.

4.4.3. 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 aos 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 posicionador com 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 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 simulador de crânio com osso grande, 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	0,24 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

4.5. Avaliação do Médico Veterinário Radiologista em relação à imagem radiográfica do simulador de crânio dentro e fora do posicionador

Após o projeto e desenvolvimento do posicionador ter sido testado para avaliação de dosimetria em relação ao espalhamento de raios X na entrada e saída do crânio utilizando apenas o simulador, e posteriormente, o simulador dentro do posicionador, passamos para a avaliação médica do projeto, ou seja, análise crítica de três Médicos Veterinários Radiologistas em relação ao uso do posicionador..

O posicionamento utilizado para avaliação foi dorso-ventral de crânio. Este posicionamento é realizado da seguinte maneira:

- Manter o animal ventral à mesa;
- Alinhar o plano médio sagital com a linha central da mesa;
- Manter os membros torácicos afastados ligeiramente do chassi;

- Manter os membros pélvicos em posição neutra;
- Manter a cabeça alinhada com um suporte abaixo da mandíbula, para que não haja distorção da imagem;

Em relação à composição técnica para realização do exame é necessário:

- Chassi do tamanho ideal do crânio estudado;
- Distância Foco Filme de 1 metro;
- A colimação do feixe deve ser panorâmica;
- Todas as estruturas que compõe o crânio (cabeça) devem ser apresentadas na imagem;
- A técnica de kV e mAs, deve seguir o protocolo do serviço em relação ao tamanho do crânio estudado.

Desta forma, foram realizadas duas radiografias de um simulador de crânio construído através de impressora 3D, com filamentos de PLA (Ácido Polilático) ⁽¹⁶⁾ e foram encaminhadas juntas 4 imagens para os médicos veterinários radiologistas de diferentes localizações e empresas, sendo: foto do simulador no posicionador (figura 24), foto do posicionador (figura 52), radiografia do simulador de PLA (figura 53) e radiografia do simulador de PLA no posicionador (figura 54),

Figura 52 – Posicionador de Crânio Médio.

Figura 53 – Radiografia do simulador de PLA fora do Posicionador.

Figura 54 – Radiografia do simulador de PLA dentro do posicionador

Foram solicitadas para os três Médicos Veterinários Radiologistas as respostas dos seguintes questionamentos:

- 1º. O Posicionador de crânio altera a visualização do simulador?
- 2º. O Posicionador de crânio permite uma simetria adequada do simulador?
- 3º. O material utilizado para produção do Posicionador (PMMA), altera de alguma forma a imagem do simulador?

As análises realizadas pelos três Médicos Veterinários Radiologistas convidados foram:

- Apesar do Posicionador causar um discreto artefato devido suas extremidades, o mesmo, não interferiu na qualidade da imagem;
- O posicionador fornece uma imagem nítida e sem distorções, podendo sim ser utilizado para avaliação radiográfica;
- O posicionador permite um exame radiográfico com qualidade.

Com base nas observações feitas pelos médicos veterinários radiologistas convidados, observo que embora haja sobreposição de radiopacidade devido ao uso do polimetilmelacrilato, todos foram unânimes em dizer que há possibilidade de uso sem interferência na imagem radiográfica final, ou seja, pode ser laudado tranquilamente e as hipóteses diagnósticas podem ser afirmadas sem qualquer alteração.

5. CONCLUSÕES

O material utilizado para confecção dos posicionadores, chapas de PMMA (polimetilmelacrilato) de 3mm, mostrou-se eficaz em diversos aspectos estudados neste trabalho, como: facilidade na limpeza, resistência a arranhões e nitidez.

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

A utilização do posicionador de crânio pequeno, médio ou grande mostra resultados satisfatórios na diminuição da incidência de raios X, e consequentemente, diminuição de dose no paciente, no operador e no acompanhante, reduzindo a necessidade de repetições das exposições.

Os resultados obtidos utilizando os posicionadores de PMMA e os simuladores de entrada na pele e interação com o tecido, são muito satisfatórios no que se refere à dispersão de raios X.

Foi possível avaliar outro aspecto importante para este material, não houve espalhamento de radiação e com esta informação podemos considerar que a utilização destes posicionadores não será prejudicial no aspecto de dose para o animal e tutor no momento do exame.

A inovação apresentada neste trabalho sob a questão de avaliação dosimétrica e controle de qualidade em relação a artefatos e distorções da imagem, indica a viabilidade da utilização dos posicionadores pelos serviços de diagnóstico por imagem, uma vez que o material utilizado é de baixo custo e disponível comercialmente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALMEIDA FILHO, F. A.; BELLO, P.; SANTOS, V. M. - ***Guia Prático de Radiologia Veterinária - Cães e Gatos*** - Editora Globus - São Paulo – 2015.
2. HAN, C. M.; HURD, C.D. - ***Diagnóstico por Imagem para a Prática Veterinária*** - Editora Roca - São Paulo – 2007.
3. KEALY, J.K.; MCALLISTER, H. - ***Radiologia e Ultrassonografia do Cão e do Gato*** - 3º ed. - Manole - São Paulo – 2005.
4. NEPOMUCENO, A.C.; CANOLA, J.C.; LEITE, C.A.L.; MESQUITA, L.R.; SILVEIRA, T.; SILVA, F.D.F.; MEIRELLES, A.E.W.B. - Radiografia Intraoral e Convencional da Hemiarcada Superior Direita de Gatos Domésticos - Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.; v. 65, n.1, p. 171-180, 2013. – Disponível em < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-09352013000100026> Acesso em 10/03/2018
5. O'BRIEN, R.T. - ***Radiologia Torácica para o Clínico de Pequenos Animais*** - Roca - São Paulo - 2003.
6. THRALL, DE - ***Veterinary Diagnostic Radiology*** - 4º ed. - Saunders - Philadelphia – 2002.
7. ALI, U; KARIM, K,J,BT. ABD; BUANG, N.A. - A Review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate) (PMMA) – Polymer Reviews; v.55, n.4, p. 678-705, 2015 – Disponível em < <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/15583724.2015.1031377>> Acesso: 20/07/2018
8. LIU, T.; XIANG, F.; QI, X.; YANG, W.; HUANG, R.; FU, Q. – Optically transparent poly (methyl methacrylate) with largely enhanced mechanical and

shape memory properties via in-situ formation os polylactide stereocomplex in the matrix – Polymer; v.126, p. 231-239, 2017 – Disponível em < <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0032386117308340>> Acesso em: 05/08/2018

9. LACROIX, H. L.; VAN DER TEMPEL, L. – Thermohygroelastic properties of polymethylmethacrylate – Phillips Research. OCLC840675585 – Disponível em < <https://pdfs.semanticscholar.org/3bd1/717ed730fe2ab3e12f5fc6e9957a82340fd0.pdf>> Acesso em: 10/08/2018
10. KIKUCHI, Y.; HIRAO, M.; OOKUBO, T.; SASAKI, A. – Design of recycling system for poly (methyl methacrylate) (PMMA) – The Internacional Journal of Life Cycle Assessment; v.19, n.1, p. 120-129, 2014 – Dispoível em < <https://link.springer.com/article/10.1007/s11367-013-0624-y>> Acesso em: 02/02/2019
11. COLTRO, L.; GASPARINO, B. F.; QUEIROZ, G. C. – Reciclagem de materiais plásticos: a importância da identificação correta – Polimeros; v.18, n.2, p. 119-125, 2008 – Disponível em < <http://www.scielo.br/pdf/po/v18n2/a08v18n2>> Acesso em: 10/03/2019
12. CAMPOS, L.L. - Preparation of CaSO₄:Dy TL Single Crystals. J. Lum.; v. 28, p. 481, 1983 – Disponível em < <https://www.ipen.br/biblioteca/1983/14834.pdf>> Acesso em: 12/03/2019
13. MCKEEVER, S.W.S. - **Thermoluminescence of Solids** - Cambridge, England: Cambridge University Press, 1985 – Disponível em < <https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=6pNoV48kNSsC&oi=fnd&pg=PR13&dq=Thermoluminescence+of+Solids+&ots=EiNMruoEOW&sig=k9RvjryJVD->

[6a5TT2IXMQD508IM#v=onepage&q=Thermoluminescence%20of%20Solids&f=false](#)> Acesso em: 10/05/2019

14. 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 – INCA**, Rio de Janeiro, 2003
15. DAROS, K. A. C., et all – Applied Radiation and Isotopes, v. 54, p. 957 – 960, 2001.
16. VENEZIANI, G. R. Desenvolvimento de um objeto simulador “*CANIS MORPHIC*” utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária 2017, 99p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN-CENEN/SP – Disponível em <<http://www.teses.usp.br>> Acesso em: 09/12/2019.
17. Diário Oficial da União – Resolução RDC 330, de 20 de Dezembro de 2019 - <http://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>> Acesso em: 14/03/2020.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

**O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada
à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela
Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação.**