

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
INDUSTRIAL

LUIZ FERNANDO DRUMOND

AVALIAÇÃO DO KERMA NO AR NA ENTRADA DA PELE E DA QUALIDADE DA
IMAGEM EM RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE PEQUENOS ANIMAIS COM
SISTEMAS DE IMAGENS CONVENCIONAL E DIGITAL

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2012

LUIZ FERNANDO DRUMOND

**AVALIAÇÃO DO KERMA NO AR NA ENTRADA DA PELE E DA
QUALIDADE DA IMAGEM EM RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE
PEQUENAS ANIMAIS COM SISTEMAS DE IMAGENS
CONVENCIONAL E DIGITAL**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk

Co-orientador: Prof. Dr. Valeriy Denyak

CURITIBA
2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

D795 Drumond, Luiz Fernando

Avaliação do kerma no ar na entrada de pele e da qualidade da imagem em radiografias de tórax de pequenos animais com sistemas de imagens convencional e digital / Luiz Fernando Drumond. — 2012.

67 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Sergei Anatolyevich Paschuk.

Co-orientador: Valeriy Denyak.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2012.

Bibliografia: f. 58-61.

1. Veterinária. 2. Radiologia – Controle da qualidade. 3. Processamento de imagens - Técnicas digitais. 4. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Paschuk, Sergei Anatolyevich, orient. II. Denyak, Valeriy, co-orient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Campus Curitiba

Título da Dissertação Nº.612

**“Avaliação do Kerma no ar na Entrada da Pele e da
Qualidade da Imagem em Radiografias de Tórax de
Pequenos Animais com Sistemas de Imagens
Convencional e Digital”**

por

Luiz Fernando Drumond

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Câmpus Curitiba, às 09:30h do dia 10 de outubro de 2012. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Sergei Anatolyevich Paschuk, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Vinícius Saito Monteiro de Barros, Dr.
(UFPE)

Prof. João Antonio Palma Setti, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Ricardo Lüders, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

Dedico este trabalho a minha esposa.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais que sempre acreditaram em mim e sempre me apoiaram em minhas decisões acadêmicas e de trabalho.

Ao meu orientador Sergei do qual acreditou em mim e me deu a oportunidade de conhecer a fundo a área na qual eu trabalho, me tornando não só uma pessoa com mais conhecimento, mas um radiologista consciente.

Ao professor Valeriy pela atenção e paciência, ao ajudar com os obstáculos encontrados na pesquisa.

A professora Helen Khoury, Viviane e Marcos da UFPE, que dedicaram seu tempo e auxiliaram com seu conhecimento, para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus colegas veterinários que cederam o seu tempo para se dedicarem na colaboração desse estudo.

A minha esposa na qual não existiria esse trabalho, pois sempre está do meu lado, com paciência e insistência para eu continuar sempre mesmo nos meus momentos de fraqueza.

RESUMO

DRUMOND, Luiz Fernando. Avaliação do kerma no ar na entrada da pele e da qualidade da imagem em radiografias de tórax de pequenos animais com sistemas de imagens convencional e digital. 2012. 72f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial).- Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2012.

Os animais que são submetidos a radiação ionizante tem maior risco de indução ao câncer, catarata, fibrose e encurtamento do tempo de vida. Poucos estudos foram realizados comparando os novos sistemas de detecção de raios X digital portátil com imagens radiográficas convencionais. O objetivo desse estudo é comparar os sistemas de detecção digital e convencional quanto ao valor do Kerma no ar na entrada da pele (ESAK) do animal e a imagem radiográfica de tórax. Foram realizados exames radiográficos rotineiros em 43 animais no sistema convencional e 43 no sistema digital. Inicialmente foi realizada uma avaliação do equipamento de raios X e posteriormente avaliou-se o ESAK dos animais através de dosímetros termoluminescentes e pelo método do rendimento do aparelho. Foi feita uma análise subjetiva da qualidade da imagem em radiografia de tórax. O aparelho foi considerado adequado após ser submetido aos testes de qualidade. Os exames radiográficos de diversas regiões apresentaram o ESAK 40% superior no sistema digital quando comparado ao analógico. Uma diferença significativa foi observada nos exames radiográficos de coluna e de Tórax. Nos exames torácicos a diferença do ESAK entre os sistemas fica estável com o aumento da tensão no aparelho, já quando se aumenta a miliamperagem a diferença entre eles também aumenta. As radiografias torácicas avaliadas, segundo análise subjetiva da qualidade da imagem obtiveram melhor qualidade utilizando o sistema digital, porém com um ESAK maior que o convencional.

Palavras-chave: Veterinária, radiologia digital, qualidade

ABSTRACT

DRUMOND, Luiz Fernando. Evaluation of the entrance surface air kerma rate in skin and quality image on the chest radiographic with conventional system and digital imaging system in small animals 2012. 72f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial).- Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2012.

The animals that are subjected to ionizing radiation have a higher risk of effects such as induction of cancer, cataracts, fibrosis and shortening of life span. Few studies have been conducted comparing the new detection systems of portable digital x-rays and conventional radiographic images. The purpose of this study is to compare the detection systems regarding the entrance surface air Kerma rate in skin (ESAK). Routine radiographic examinations were performed on 43 animals in the conventional system and 43 in the digital system. Initially performed an evaluation of x-ray equipment and subsequently it was evaluated the ESAK through thermoluminescent dosimeters and the tube output. A subjective analysis of the image quality in chest radiography was made. The device was considered adequate after being subjected to quality tests. Radiography showed several types of incidences with ESAK values 40% higher than the digital system compared to conventional. Significant difference was observed in radiographs of the spine and thorax. In the thoracic examination ESAK difference between the systems is stable with increasing voltage in the device. With increasing milliamperage the difference between them increases. Thoracic radiographs evaluated according to subjective analysis of image quality obtained using the best quality digital system, but with a greater digital ESAK than for conventional systems.

Keywords: Veterinary, digital radiology, quality.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Tubo de raios X.....	17
Figura 2 -	Radiação Bremsstrahlung.....	17
Figura 3 -	Radiação característica.....	18
Figura 4 -	Efeito Compton.....	19
Figura 5 -	Efeito fotoelétrico.....	19
Figura 6 -	Processadora automática.....	23
Figura 7 -	Sistemas de radiologia digitais.....	23
Figura 8 -	Sistema digital indireto com CCD.....	25
Figura 9 -	Incidência radiográfica latero-lateral direita e respectiva imagem.....	29
Figura 10 -	Incidência ventro-dorsal e respectiva imagem.....	30
Figura 11 -	Aparelho de raios X.....	31
Figura 12 -	Detector digital de raios X Naomi.....	32
	Aparelho PTW Diavolt e posicionamento do mesmo em relação ao	
Figura 13 -	aparelho emissor de raios X.	35
Figura 14 -	Teste de colimação e alinhamento.....	36
Figura 15 -	Câmara de ionização.....	38
	Imagem das lâminas de alumínio e das mesmas montadas no aparelho de	
Figura 16 -	raios X	38
Figura 17 -	Câmara de Ionização.....	39
Figura 18 -	Posicionamento do TLD no paciente na incidência radiográfica.....	41
Figura 19 -	Leitora de TLD.....	41
Figura 20 -	Curva do rendimento do tubo de raios X	47
	kV e mAs usados nos exames. Círculos cheios: sistema convencional.	
Figura 21	Círculos vazios: sistema digital.....	50
	Distribuição das espessuras dos corpos dos animais expostos à	
Figura 22	radiação.....	51
	Valores de $K_{a,e}$ obtidos para animais com diferentes espessuras. A:	
	dose. B: diferença digital - convencional. Círculos cheios: sistema	
Figura 23	convencional. Círculos vazios: sistema digital.....	52
	Valores de $K_{a,e}$ obtidos para diferentes kVp. A: dose. B: diferença	
	digital - convencional. Círculos cheios: sistema convencional. Círculos	
Figura 24	vazios: sistema digital.....	54
	Valores do $K_{a,e}$ obtidos para diferentes mAs. A: $K_{a,e}$ e B: diferença	
	digital -convencional. Círculos cheios: sistema convencional e círculos	
Figura 25	vazios: sistema digital.....	55
	$K_{a,e}$ e Avaliação. Círculos cheios: sistema convencional. Círculos	
Figura 26	vazios: sistema digital.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Especificações do aparelho digital portátil Poskom PXM-40BT.....	32
Tabela 2	Especificações do detector Naomi..... Valores mínimos da CSR em função da fase e tensão do tubo	33
Tabela 3		37
Tabela 4	Valores das medidas obtidas no estudo de reprodutibilidade da tensão do tubo para um valor nominal de 60 kV	45
Tabela 5	Valores das medidas obtidas no estudo da exatidão da tensão do tubo.....	45
Tabela 6	Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade do tempo de exposição para um valor nominal de tempo (ms).....	46
Tabela 7	Dados obtidos para calculo do rendimento.....	47
Tabela 8	Parâmetros utilizados e valores de $K_{a,e}$ obtidos utilizando TLD	49
Tabela 9	Valores de $K_{a,e}$ obtidos com sistemas de radiologia digital e convencional em exames de pequeno animais utilizando TLD	50
Tabela 10	Parâmetros utilizados e valores de $K_{a,e}$ obtidos através do rendimento.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	As low as reasonably achievable (tão baixo quanto razoavelmente exequível)
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CE	Comissão Européia
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CQ	Controle de Qualidade
CRS	Camada Semi-redutora
DEN	Departamento de energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco
DFP	Distância foco-filme
DT	Dose órgão
E	Dose efetiva
ESD	Dose de entrada na pele
Gy	Unidade gray
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Ka,e	Kerma no ar na superfície de entrada
kVp	Quilovolt de pico
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
mAs	Miliampère-segundo
MS	Ministério da Saúde
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurement

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 OBJETIVOS.....	15
1.1.1 Objetivos gerais.....	15
1.2.1 Objetivos específicos.....	15
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	15
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	16
2.1.1 Revisão sobre radiações ionizantes.....	16
2.1.2 Geração dos raios X e interação com a matéria.....	16
2.1.3 Efeitos biológicos tardios da radiação ionizante em pequenos animais.....	20
2.1.4 Histórico da radiologia na medicina veterinária.....	20
2.1.5 Detectores diagnósticos de raios X na medicina veterinária.....	21
2.1.5.1 Sistema de radiologia convencional por filme.....	21
2.1.5.2 Sistema de radiologia digital (DR)	23
2.1.5.2.1 Conversão direta.....	24
2.1.5.2.2 Conversão indireta.....	24
2.1.6 Otimização dos procedimentos radiográficos em veterinária.....	25
2.1.7 Programa de controle de qualidade radiográficas em medicina veterinária.....	25
2.1.8 Detectores de radiação.....	26
2.1.9 Dosimetria em radiodiagnóstico.....	27
2.1.10 Técnica radiológica.....	28
2.1.10.1 Exames Torácicos.....	28
3 METODOLOGIA.....	31
3.1 Materiais.....	31
3.1.1 Aparelho de raios X.....	31
3.1.2 Detector digital diagnóstico de raios X.....	32
3.1.3 Chassis, filmes radiográficos e processadora automática reveladora de raios X.....	33
3.1.4 Máquina fotográfica e Negatoscópio para digitalização das imagens.....	33
3.2 Instrumentos de Coleta de Dados.....	33
3.3 Testes de avaliação do equipamento.....	34

3.3.1 Teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão e do tempo de exposição.....	34
3.3.2 Teste de avaliação da colimação e do alinhamento do feixe central.....	35
3.3.3 Teste da camada Semi-redutora.....	37
3.3.4 Cálculo do rendimento do tubo de raios X.....	38
3.4	37
3.5 Análise subjetiva da qualidade da imagem digital.....	39
3.6 Técnicas utilizadas para medição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele.....	40
3.6.1 Dosímetros Termoluminescentes (TLD).....	40
3.6.2 Determinação do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) pelo método do rendimento.....	42
3.7 Região e incidências radiográficas selecionadas.....	43
3.8 Grupos de análises.....	43
3.9 Coleta de dados.....	44
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	45
4.1 Resultados dos testes de qualidade do aparelho de raios X.....	45
4.1.1 Teste de reprodutibilidade e da exatidão da tensão do tubo.....	42
4.1.2 Teste da reprodutibilidade do tempo de exposição.....	46
4.1.3 Colimação e alinhamento da mesa.....	46
4.1.4 Camada semi-redutora (CSR).....	46
4.1.5 Rendimento do tubo de raios X.....	47
4.2 Resultado e discussão dos exames para diversas posições e regiões utilizando TLD.....	48
4.3 Resultados e discussão referente aos exames de Tórax utilizando o método do rendimento.....	52
5 CONCLUSÃO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	57
5.1 CONCLUSÃO	57
5.2 TRABALHOS FUTUROS	57
REFERÊNCIAS	58
APÊNDICE I - MODELO DE QUESTIONÁRIO COM RADIOGRAFIA REALIZADA NO SISTEMA DIGITAL.	62
APÊNDICE II - MODELO DE QUESTIONÁRIO COM RADIOGRAFIA REALIZADA NO SISTEMA CONVENCIONAL.....	63
APÊNDICE III - AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE RAIOS- X.....	64

1 INTRODUÇÃO

Os raios X começaram a ser utilizados em animais (peixe, sapo e cobra) a partir de 1896. No mesmo ano, Erbelein, um médico veterinário e professor em Berlin iniciou o uso dos raios X como um promissor diagnóstico por imagem, publicando uma radiografia de um membro de um cavalo com exposição de 65 minutos para evidenciar uma fratura (ZALLINGER; TEMPEL, 1998).

No final dos anos 50, as escolas de Medicina Veterinária da Inglaterra e da Irlanda já utilizavam aparelhos de raios X para o diagnóstico de animais (ZALLINGER; TEMPEL, 1998). Desde então, a radiografia é um dos exames complementares mais importantes na rotina clínica veterinária, devido à praticidade e baixo custo (PINTO ET AL., 2010). Por volta dos anos 80, o avanço tecnológico nos sistemas computacionais e sensores de imagem fez com que a produção de equipamentos de radiologia sofresse grandes alterações. O sistema convencional de aquisição de imagem por filmes radiográficos foi sendo substituído pela radiografia computadorizada, que utiliza placas de fósforo e recentemente por sistemas digitais que transformam a energia dos raios X diretamente em sinal digital (ou indiretamente, através de um material cintilador). Estes métodos de aquisição de imagem oferecem várias vantagens em relação aos filmes, tais como: melhorias na gravação, transferência, processamento e manipulação digital da imagem (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999).

Há poucos estudos sobre as doses em animais que são submetidos a exames radiográficos. Sabe-se que a interação da radiação ionizante com os tecidos biológicos pode provocar efeitos tardios: como indução ao câncer, catarata, fibrose e danos aos vasos sanguíneos, redução do tempo de vida e prejuízo na fertilidade. Quando animais jovens ou neonatos são submetidos a exames radiográficos, podem ainda apresentar malformação em alguns órgãos (ZALLINGER; TEMPEL, 1998).

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos Gerais

O objetivo deste trabalho é o de avaliar os valores de Kerma no ar na superfície de entrada dos animais para sistemas de aquisição de imagens radiográficas convencional, digital e comparar a qualidade subjetiva das imagens radiográficas de tórax destes sistemas.

1.2.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos do presente estudo são:

- Efetuar as medições do Kerma no ar na superfície de entrada na pele em exame de rotina de várias regiões anatômicas e de tórax utilizando sistemas de radiografias convencional e digital.
- Avaliar os valores encontrados de Kerma no ar em ambos os sistemas de radiografia: Convencional e Digital, utilizando cartas técnicas de exames de rotina.
- Avaliar a qualidade subjetiva da imagem radiográfica na região torácica por veterinários com experiência na área, nos sistemas convencional e digital.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. No Capítulo 2 faz-se uma revisão da literatura sobre os tópicos teóricos. No Capítulo 3 descreve em detalhes o desenvolvimento da metodologia proposta. No Capítulo 4 relatam-se os resultados obtidos e finalmente, o Capítulo 5 apresenta a discussão dos resultados, as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.1 Revisão sobre radiações ionizantes

A energia emitida e transferida por intermédio do espaço é chamada de radiação. Os raios X são considerados radiação eletromagnética, que é uma combinação de campos elétricos e magnéticos que trafegam juntos, outros exemplos de radiação eletromagnéticas compreendem as ondas de rádio, radar, microondas e a luz visível (SEIBERT, 2004).

Uma radiação é considerada ionizante, quando tem a capacidade de remover um elétron de um átomo ou molécula que está ligado por uma força elétrica. O elétron que foi ejetado do átomo e o átomo resultante que é o íon positivo formam um par elétron-íon (YOSHIMURA, 2009).

2.1.2 Geração dos raios X e interação com a matéria

Os raios X são gerados dentro de uma estrutura de vidro ou metal sob vácuo chamada de tubos ou ampolas de raios X (Figura 1), aonde se encontram as condições adequadas para a geração de raios X.

O catodo é um filamento presente no tubo de raios X que ao ser aquecido gera uma nuvem de elétrons, sendo que o número de elétrons presente na nuvem está relacionado à quantidade de corrente elétrica que passa pelo filamento.

Esses elétrons gerados no catodo serão acelerados em direção a um pequeno ponto focal metálico no chamado anodo, através de uma diferença de potencial entre o catodo e o anodo. Ao variar a tensão do tubo no aparelho, estará aumentando ou diminuindo a diferença de potencial entre o catodo e o anodo, com isso alterando a velocidade dos elétrons e ajustando a energia que os elétrons atingirão o alvo (OLIVEIRA, 2011).

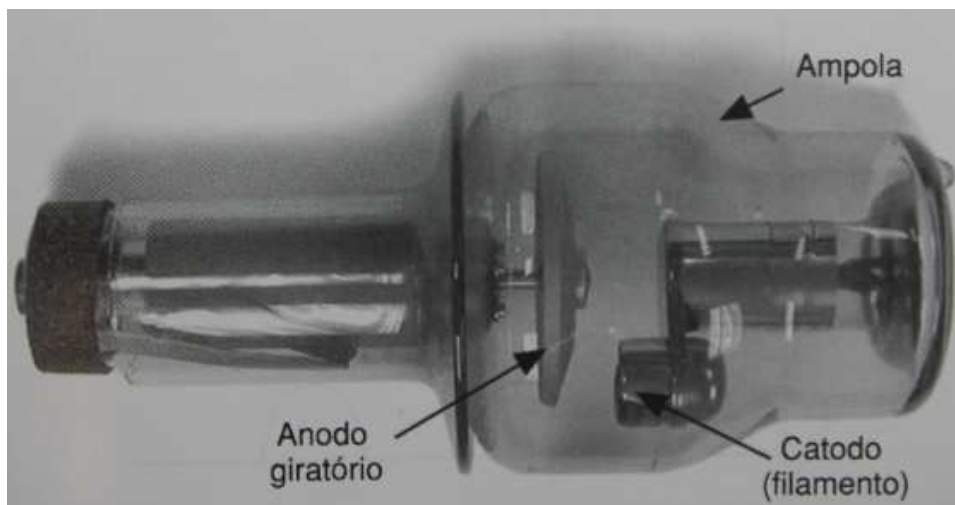


Figura 1- Tubo de raios X (THRALL,2007)

A rápida desaceleração destes elétrons ao colidir com o anodo metálico, produz um amplo espectro contínuo de raios X. Essa radiação é chamada “*Bremsstrahlung*”, que significa freamento em alemão (Figura 2).

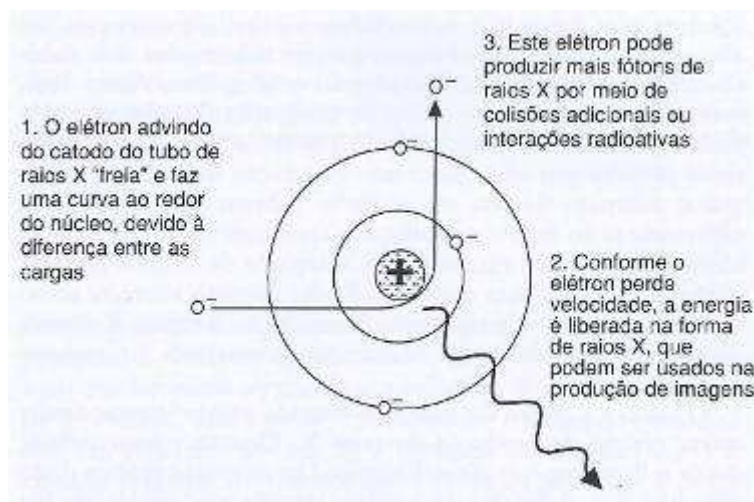


Figura 2- Radiação Bremsstrahlung (THRALL, 2007)

Outro fenômeno capaz de gerar raios X é através da ionização dos átomos presentes no anodo. Nesse caso o elétron gerado no catodo, ao incidir sob o anodo ejeta um elétron de uma camada mais interna de maior energia e o elétron de uma camada mais externa de menor energia preenche o espaço deixado no orbital. É emitido um fóton de raios X cuja energia

corresponde à diferença entre estes níveis. Esse fenômeno é conhecido como emissão de radiação característica e é mostrado na Figura 3 (SEIBERT, 2004; YOSHIMURA, 2009; THRALL, 2007).

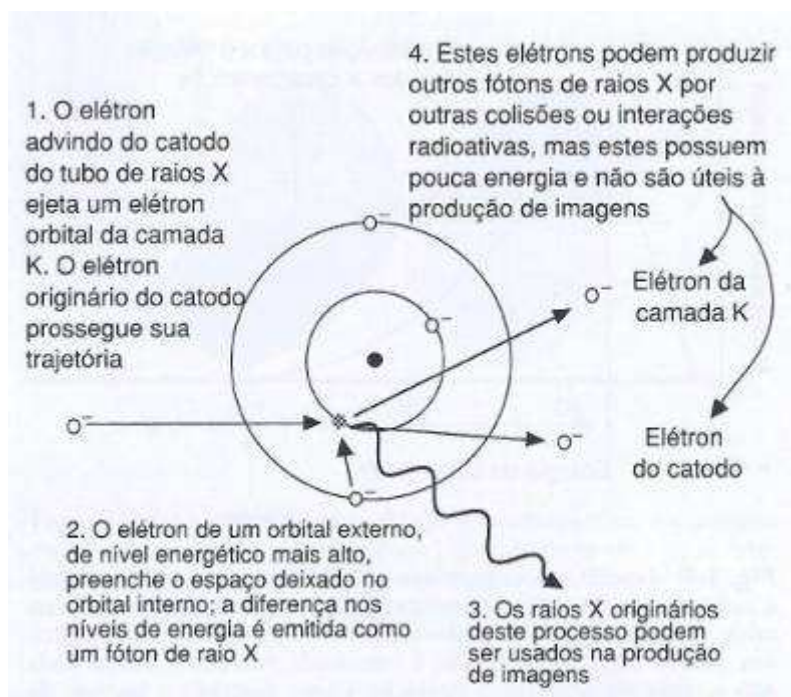


Figura 3 – Radiação característica (THRALL, 2007)

O feixe primário de raios X, ao entrar em contato com o objeto, é atenuado à medida que seus fótons constituintes atravessam o meio.

Esta atenuação é realizada através dos processos de espalhamento e absorção. A perda pelo processo de espalhamento é chamada efeito Compton, que ocorre quando um fóton incidente de raios X interage com um elétron de orbital periférico do paciente, transferindo parte de sua energia e gerando um fóton com uma energia menor que o fóton original (Figura 4).

A probabilidade de ocorrer o efeito Compton depende do número de elétrons do elemento atômico envolvido e é inversamente proporcional à energia da radiação X (SEIBERT, 2004; THRALL, 2007; SEIBERT, 2005).

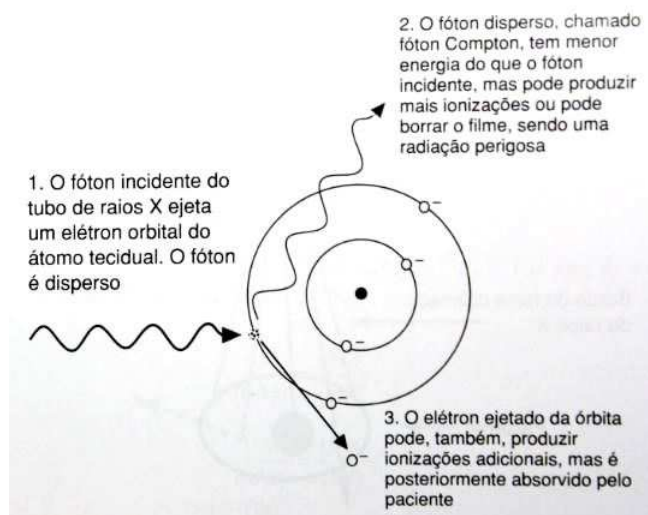


Figura 4- Efeito Compton (THRALL, 2007)

O fóton de raios X absorvido ejeta um elétron, chamado de fotoelétron. O fotoelétron é capaz de produzir múltiplas ionizações teciduais e por fim é absorvido pelo paciente. Esse fenômeno é chamado de efeito fotoelétrico (Figura 5). Quando o local vago deixado pela ejeção do fotoelétron é preenchido por um elétron de um orbital periférico ou por um elétron livre, uma radiação característica é emitida.

A probabilidade de ocorrer uma interação fotoelétrica é diretamente proporcional ao quarto do número atômico do material absorvedor e inversamente proporcional ao cubo da energia do fóton de raios X. A relação entre o efeito fotoelétrico e o número atômico de quem absorve, no caso o paciente, é muito importante, pois esta relação aumenta a diferença de absorção dos fótons de raios X entre os diferentes tecidos gerando o contraste na imagem.

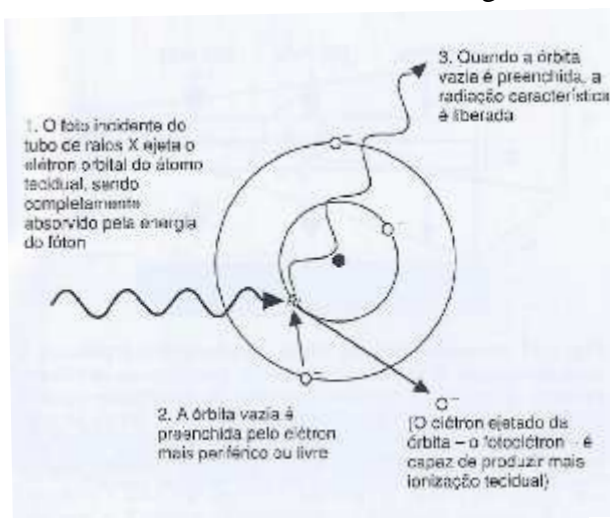


Figura 5 – Efeito fotoelétrico (THRALL, 2007)

2.1.3 Efeitos biológicos tardios da radiação ionizante em pequenos animais

Os animais quando expostos a uma radiação ionizante podem apresentar algumas alterações no organismo como: o aparecimento de neoplasias (câncer), o surgimento da catarata, fibrose em vasos sanguíneos, diminuição do tempo de vida e infertilidade.

A alteração mais estudada é a indução ao câncer, onde, no caso de animais, estudos realizados com cachorros demonstram que a taxa de manifestação de câncer maligno em cães entre 0 e 2 anos de idade que foram irradiados com uma dose de 0,87 cGy foi de três vezes maior que o restante da população que não foi irradiada, assim como a taxa de câncer fatal em animais que foram expostos a radiação durante o período perinatal com a mesma dose de 0,87 cGy, foi 10 vezes maior que o restante da população canina que não foi irradiada (BENJAMIN, 1986; ZALLINGER; TEMPEL, 1998).

2.1.4 Histórico da radiologia na medicina veterinária

Aproximadamente um ano após a descoberta dos raios X, começaram pesquisas com os raios X na Medicina Veterinária. Em 1896 J.N.Eder e E.Valenta de Viena publicaram imagens radiográficas de animais como sapo, cobras e coelhos. No mesmo ano foi publicado um artigo na Inglaterra com a radiografia da porção distal do membro de um cavalo e o professor Erbelein da Alemanha publicou a radiografia do membro de um cavalo que havia morrido para demonstrar a fratura presente no membro, utilizando como técnica um tempo de exposição de 65 minutos (KEALY, 2002).

O professor Erbelein foi presidente de mesa durante os dois primeiros congressos mundiais de Radiologia, sendo o único veterinário a ter essa honra, por isso é considerado o pai da radiologia veterinária. O primeiro passo para tornar a radiologia um método diagnóstico, começou em Berlim, no ano de 1926, com a primeira divulgação de um livro de radiologia veterinária pelo Dr. Paul Henkes.

A radiologia na medicina veterinária sempre esteve vinculada ao setor de cirurgia, utilizada somente para diagnosticar fraturas. A partir de 1950 a radiologia veterinária passa a ser utilizada em outras áreas e a ter seu primeiro especialista em radiologia veterinária.

A primeira associação internacional de radiologia veterinária foi formada em 1968, associação esta responsável pela promoção da radiologia veterinária pelo mundo. (KEALY, 2002)

No começo dos anos 70, passaram a ter contato com uma nova tecnologia, a Xeroradiografia, técnica essa aonde o filme não precisa ser revelado com químicos, ele é revelado a seco utilizando um papel especial, mas o equipamento era muito caro, grande e de difícil manuseio.

No início dos anos 80 surgiu uma nova tecnologia chamada radiologia computadorizada (CR) e logo após nos anos 90 surgiu a radiologia digital (DR), mas era um sistema muito frágil que tinha que ser utilizado no interior de uma mesa para proteger contra qualquer tipo de impacto (MCKINGHT, 2004).

Hoje em dia a radiologia empregada na medicina veterinária é um exame complementar amplamente utilizado devido a sua praticidade e baixo custo (PINTO, 2010). Nos últimos 16 anos assim como na radiologia humana, na medicina veterinária começou uma transferência da radiologia convencional para a radiologia computadorizada e atualmente para a radiologia digital.

2.1.5 Detectores diagnósticos de raios X na medicina veterinária

A seguir, discrimino nos tópicos abaixo os dispositivos de receptores de imagens utilizados nesta pesquisa: convencional por filme e digital

2.1.5.1 - Sistema de radiologia convencional por filme

Sistema mais comum, no qual consiste a utilização de um filme que é composto de duas partes: a base e a emulsão. A base é a estrutura do filme radiográfico, ou seja, é uma estrutura flexível e resistente a danos, mas rígida o suficiente para fixação do filme no negatoscópio.

A emulsão é constituída por uma mistura homogênea da camada gelatinosa e de cristais de haleto de prata. É a parte principal do filme, região aonde ocorre a interação e transferência da informação dos raios X ou transferência dos fótons de luz das telas intensificadoras radiográficas.

Os raios X após a interação com o paciente e posteriormente, incidentes na tela intensificadora, depositam a energia na emulsão via interação fotoelétrica com átomos de cristal de haleto de prata.

A energia da interação fotoelétrica é depositada em uma configuração representativa do objeto radiografado, formando uma imagem latente (SEIBERT, 2004; PISTOIA *et al.*, 2004).

As telas intensificadoras devem ser usadas, pois a sensibilidade da emulsão do filme para raios X é muito menor que a sensibilidade para luz visível, são usados cristais que tem a propriedade de fluorescerem após a incidência dos raios X.

O filme é colocado entre duas telas intensificadoras, em um chassi. A frente do chassi é composta por uma estrutura de número atômico baixo e baixa densidade para não absorver uma porção significativa de raios X. A construção do chassi deve ser realizada de tal forma que o filme fique comprimido entre as telas, com um bom contato entre eles, para não haver entrada de luz e degradação do detalhamento.

O material utilizado nas telas intensificadoras são os metais de terra-rara, que são incomuns, possuem números atômicos entre 57 e 71, convertendo aproximadamente 4000 fótons de luz para 1 de raios X (SEIBERT, 2004).

Essa imagem latente irá se tornar uma imagem permanente após o processamento químico, que podem ser manual ou automático (através da processadora automática de revelação),

O filme deverá passar pelo processo de revelação aonde ocorrerá a redução dos cristais de halogenato de prata expostos à prata metálica ao fornecer elétrons aos íons positivamente carregados.

No processo químico da revelação devem ser controlados rigorosamente alguns fatores como tempo, temperatura, além da eficiência do químico revelador.

Após o processo de revelação o filme passará pelo químico fixador, nesse processo, o fixador converte os cristais de halogenato de prata não revelados em um componente solúvel, assim deixando o filme com uma imagem permanente.

O filme radiográfico deverá permanecer no fixador por alguns minutos, dependendo da temperatura que o mesmo se encontra, para depois passar pelo processo de lavagem para assim retirar o excesso de fixador.

No processo manual todas as etapas duram cerca de 5 a 10 minutos e na processadora automática, alguns minutos (THRALL, 2007; PISTOIA *et al.*, 2004).



Figura 6 – Processadora automática (Lotus, 2012)

Esse sistema tem dois grandes problemas que é o risco pessoal com a manipulação das substâncias químicas utilizadas nos processos descritos acima e o risco ambiental com o descarte de resíduos após o processamento, da forma e locais inadequados (BORTOLETTO *et al.*, 2007; FERNANDEZ *et al.*, 2005).

2.1.5.2 - Sistema de radiologia digital (DR)

Sistema de radiologia diagnóstico mais moderno, é dividido em duas categorias: conversão direta e conversão indireta (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999).

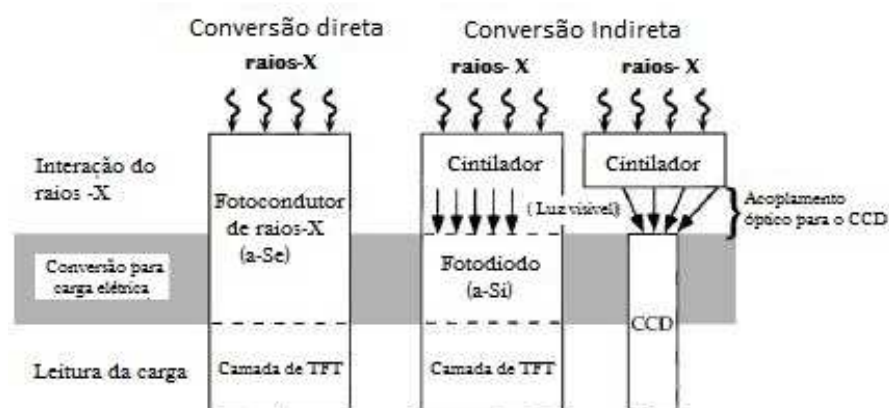


Figura 7 – Sistemas de radiologia digitais (adaptada de Chotas, 1999)

2.1.5.2.1- Conversão direta

Com os recentes avanços da eletrônica, como a fabricação de microeletrônicos, o desenvolvimento de detectores de grande área de captação de raios X foi possível e com isso começou a fabricação do TFT (Thin film transistor).

Os TFTs são elementos de ativação eletrônica que possuem uma eficiência acima de 65% na capacidade de captar elétrons. Posicionado em camadas no detector e por cima deles é colocada uma camada de fotocondutores de Selênio amorfo.

Antes da exposição, um campo elétrico é aplicado através da camada de selênio amorfo por um eletrodo de polarização na sua superfície superior. Como os raios X são absorvidos no detector, os elétrons e buracos são liberados dentro do selênio, e devido ao campo elétrico dentro do selênio, as cargas elétricas são direcionadas para os eletrodos coletores de carga. A carga coletada será então amplificada e quantizada com um valor digital para cada pixel (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999; KOTTER; LANGER, 2002).

2.1.5.2.2 – Conversão indireta

Sistema que possui uma estrutura chamada cintilador que como a tela intensificadora do filme é responsável por converter os fótons de raios X em fótons de luz.

Depois da camada cintiladora a conversão para carga elétrica poderá ser feita através de dois métodos: um através de um fotodiodo e posteriormente as camadas de TFT ou através do CCD.

Utilizando o sistema com TFT, o fotodiodo captura os fótons de luz e conduz as cargas elétricas para o TFT. Já utilizando o CCD esse converte os fótons de luz assim como o fotodiodo e transforma o sinal em carga elétrica (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999; KOTTER; LANGER, 2002).

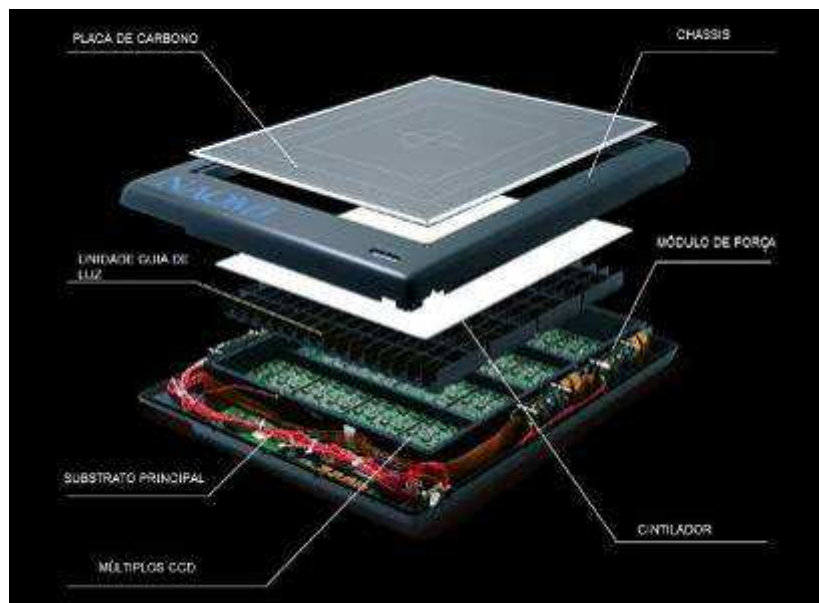


Figura 8 – Sistema digital indireto com CCD (adaptada Rf system lab, 2012)

2.1.6 Otimização dos procedimentos radiográficos em veterinária

A otimização dos procedimentos radiográficos possibilita a obtenção de imagens adequadas ao exame com a menor radiação possível, apesar de não encontrar uma normatização a respeito da dose ao paciente.

O exame deve ser otimizado para minimizar o efeito da radiação no paciente, nas pessoas que trabalham na operação do aparelho de raios X, bem como das pessoas que realizam a contenção dos animais.

Este conceito constitui um dos elementos básicos do modelo de custo-benefício por decidir se uma redução na dose é razoável ou não, este conceito é conhecido como o princípio de ALARA (As Low As Reasonably Achievable), tão baixo quanto razoavelmente possível. Uma interpretação do princípio de ALARA, é que a exposição do paciente deveria ser ajustada para obter a informação diagnóstica exigida, e não para adquirir a melhor qualidade de imagem possível (ICRP, 2004).

2.1.7 Programa de controle de qualidade radiográficas em medicina veterinária

O programa de garantia de qualidade em medicina veterinária deve ser baseado no programa humano que é um sistema de planos, testes, revisões, relatórios, registros e ações, que visam estabelecer procedimentos para monitorar o desempenho de instalações

radiológicas, cujo propósito é proteger o público e trabalhadores envolvidos com o uso de radiação ionizante.

A exposição desnecessária deve ser controlada, para reduzir a ocorrência de erros diagnósticos causados por equipamento com defeito, erros de operação e promover a obtenção da melhor informação diagnóstica expondo a doses mínimas os pacientes submetidos a tais procedimentos.

Controle de qualidade é parte do programa de garantia de qualidade que, se relaciona ao conjunto de procedimentos (programação, coordenação e implementação) estruturado para manter ou melhorar qualidade do serviço de radiologia.

Estas atividades englobam o controle, avaliação e manutenção a níveis exigidos de todas as características de desempenho dos equipamentos que podem ser definidas, medidas e controladas (IAEA, 1996).

Em muitos aspectos, um programa de garantia de qualidade é a referência que os profissionais médicos em uma prática de radiologia adotam para assegurar que:

- O equipamento de radiografia trabalha corretamente,
- O paciente é posicionado corretamente,
- Os fatores de técnica radiográfica são apropriados,
- O pessoal é treinado corretamente,
- O processamento dos filmes está adequado

2.1.8 Detectores de radiação

Os detectores de radiação são instrumentos desenvolvidos para gerar um sinal a fim de medir e caracterizar algumas quantidades ou propriedades relacionadas com a radiação ionizante.

O volume do material sensível, pode ser um gás, líquido ou sólido, e para que o detector seja capaz de medir a radiação, é necessário que esta radiação interaja com o meio material utilizado como meio sensível do detector.

Os principais detectores de radiação ionizante utilizados são: detectores por ionização em gases, o mais utilizado em radiologia; os filmes radiográficos; os dosímetros termo luminescentes (TLD); os cintiladores e os semicondutores.

2.1.9 Dosimetria em radiodiagnóstico

As grandezas dosimétricas tem como objetivo fornecer uma medida física em um ponto ou região de interesse, que pode correlacionar com o efeito biológico da radiação. A grandeza dosimétrica primária escolhida pela ICRU para representar a deposição de energia em um meio é o Kerma (ICRU, 2005).

O Kerma é uma grandeza que se refere a transferência inicial da energia para a matéria.

Neste trabalho utilizaremos somente Kerma no ar na superfície de entrada, através de cálculos dosimétricos e medidas.

Os fatores que influenciam diretamente a determinação do valor de K_a , para cada paciente estudado, são as técnicas utilizadas no exame, isto é, a tensão do tubo (kV) e a carga empregada (mAs).

O Kerma no ar incidente é o Kerma no ar do feixe incidente no raio central do feixe de raios X na distância foco-superfície, d_{FSD} , isto é, na entrada da pele. Somente a radiação primária incidente no paciente ou no fantom e não a radiação retroespalhada está incluída.

O Kerma no ar incidente é calculado em uma distância, (d), do ponto focal do tubo, o $K_a(d)$, pela lei do inverso-quadrado. Assim:

$$K_{a,i} = K_a(d) \left(\frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \quad (1)$$

O $K_{a,e}$ é determinado a partir da medida do Kerma no ar Incidente ($K_{a,i}$), que pode ser obtido através de medidas do rendimento do tubo de raios X utilizando uma câmara de ionização devidamente calibrada.

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad (2)$$

Onde, BSF é o fator de retroespalhamento, adimensional. Este é função do tamanho de campo, filtração do equipamento e técnica radiográfica empregada no exame. Foi adotado neste trabalho, um valor fixo de 1,35 para o BSF (CEC, 1996).

O BSF é uma medida que até hoje foi estabelecida de forma empírica. Os valores de BSF são primeiramente uma função do espectro de raios X e tamanho do campo de irradiação,

da distância foco-superfície, do d_{FSD} , da espessura do fantom e do material (HARRISON *et al.*, 1983).

Por outro lado, o $K_{a,e}$ pode ser obtido diretamente através de medidas realizadas com detectores TLDs posicionados sobre a pele do paciente para simular a irradiação do paciente (CAMPOS, 1998).

2.1.10 Técnica radiológica

As técnicas radiográficas são de extrema importância, pois quando adequada, consegue-se uma imagem radiográfica de qualidade, sem necessidade de repetição e maior exposição a radiação.

Os parâmetros mais importantes que devem ser observados são a densidade e o contraste radiológico, que estão relacionados fisicamente com o ajuste da corrente do filamento (mA) e da tensão dos tubos de raios X (kV).

Ajustando esses parâmetros de forma correta, de acordo com a região de interesse e da medida da espessura que os fótons de raios X deverão penetrar obtém-se uma imagem de alto valor diagnóstico.

Para o estudo de análise da qualidade subjetiva da imagem radiográfica foram selecionadas as radiografias torácicas que serão brevemente comentadas nos tópicos seguintes.

2.1.10.1 Exames torácicos

O exame deve ser composto de no mínimo duas radiografias ortogonais : incidências latero-lateral direita ou esquerda (LLE e LLD), sendo denominadas de acordo com o decúbito do paciente e as incidências ventro-dorsal (VD) e dorso-ventral (DV), que descreve o ponto real de entrada e de saída do feixe de raios X . Abaixo seguem descritas as incidências e posicionamentos que foram utilizados nesse trabalho de acordo com um manual técnico de (Han; Hurd, 2007).

“Na incidência latero-lateral direita e/ou esquerda o paciente deverá ser posicionado em decúbito lateral direito ou esquerdo, com os membros dianteiros estendidos cranialmente,

o pescoço deverá estar em uma posição neutra , para não deslocar a traquéia , o marco cranial é o manúbrio e o marco caudal é o ponto médio entre o xifóide e a última costela e a exposição deve ser realizada no pico de inspiração”, como mostrado na Figura 10.

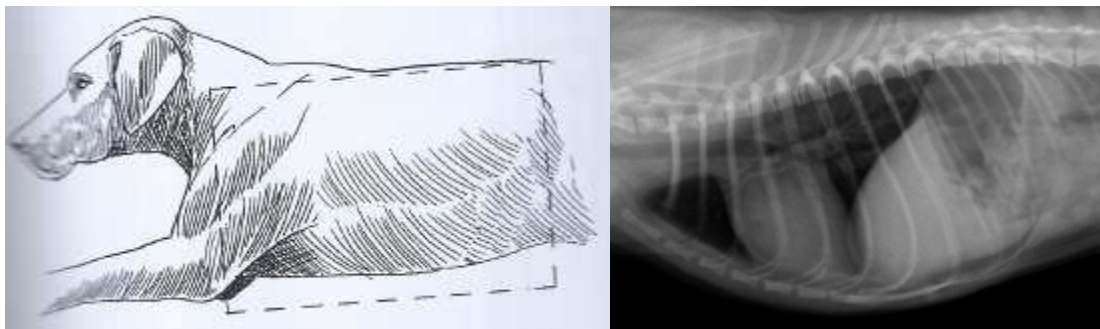


Figura 9 - Incidência radiográfica Latero-lateral direita e respectiva imagem
(Han , 2007) e (autoria própria 2012)

“Na incidência Ventro-dorsal , o paciente deveser posicionado em decúbito ventral com os membros dianteiros estendidos cranialmente o marco cranial é o manúbrio e o caudal é o ponto médio entre o xifóide e a ultima costela o tórax deve ser posicionado para que o esterno e as vértebras estejam sobrepostos em um plano perpendicular a mesa, e a exposição deverá ser realizada durante o pico de inspiração”, como mostrado na Figura 11.

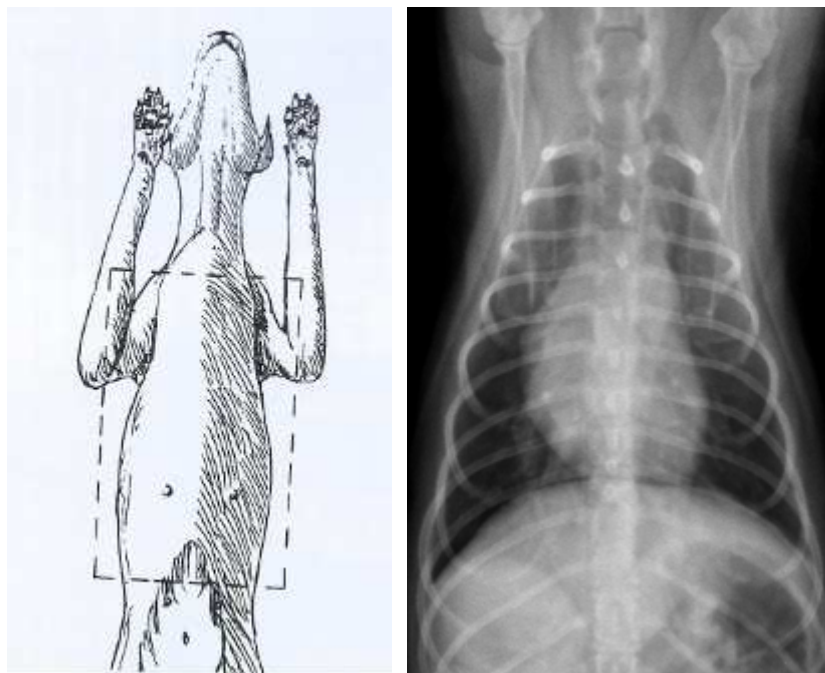


Figura 10 – Incidência Ventro-dorsal e respectiva imagem
(Han , 2007) e (autoria própria, 2012)

3 METODOLOGIA

3.1 Materiais

Os materiais utilizados foram resultantes de uma parceria entre pesquisadores das universidades: Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) e do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN – UFPE), na disponibilização de materiais.

3.1.1 Aparelho de raios X

O aparelho de raios X utilizado é um aparelho de raios X portátil a bateria, uso exclusivo veterinário da marca Poskom, modelo PXM 40 BT, com as características descritas na Tabela 1 abaixo:



Figura 11 - Aparelho de raios X

Modelo		PXM-40BT
Características	Potência Variação de Voltagem Variação de mAs Potencia mAs	100 kV /35 mA 40-100 kV, 1 kV por passo 0,4-100 mAs, 25 passos 2,4 kW
Tubo de raios X	Tubo de raios X Toshiba Ponto focal	D-124 1,2 mm
Colimador	Campo mínimo Campo máximo Lâmpada Auto Timer Fita Métrica Laser	5 cm X 5cm X 1m 35cm X 35cm X 65 cm Halógena de 150W 30 segundos 2m Ponto com laser
Alimentação	Tensão de entrada Compensação de Voltagem	110 ou 220 V 50/60 Hz 10%

Tabela 1 – Especificações do aparelho digital portátil Poskom PXM-40BT

3.1.2 – Detector digital diagnóstico de raios X

O aparelho detector de raios X utilizado foi o Detector digital de raios X de conversão indireta a base de CCD da fabricante RF System Lab, modelo Naomi e com as características descritas na Tabela 2.



Figura 12 - Detector digital de raios X Naomi
Fonte: rfsystemlab (2012)

Área Máxima de captação da imagem	450 x 320 mm
Método de obtenção da imagem	Cintilador(Gd_2O_2S)-CCD
Resolução	7832 X 6144 (48,36 megapixel)
Dimensões	747 X 589 X 62 mm

Tabela 2 – Especificações detector Naomi

3.1.3- Chassis, filmes radiográficos e processadora automática reveladora de raios X

Os chassis radiográficos utilizados foram o Konex com écran Lumax nos tamanhos 18 X 24 cm , 24 X 30 cm e 30 X 40 cm com filmes da marca IBF RXV-GU no mesmo tamanhos dos Chassis, os filmes foram revelados na Processadora automática reveladora Vision Line.

3.1.4 – Máquina fotográfica e negatoscópio para digitalização das imagens

Para o processo de digitalização das imagens obtidas pelo sistema convencional para posterior análise comparativa da qualidade dos dois sistemas de radiologia, foi utilizada a maquina fotográfica DSLR marca Canon, modelo EOS T3i de 18 megapixels que ficou posicionada sobre um tripé da marca Elgin modelo SLIK U800, para evitar perda da nitidez devido a movimentos e os filmes foram colocados no negatoscópio para a realização da digitalização.

3.2 Instrumentos de coleta de dados

Para a aquisição de dados, instrumentos de medida como espessômetro de alumínio da marca Konex e trena de 5m da marca Vonder foram utilizados.

3.3 Testes de avaliação do equipamento

Inicialmente foi realizada uma avaliação no equipamento de raios X de acordo com a apostila de segurança e desempenho de equipamentos (BRASIL, 1998), avaliando a exatidão e reprodutibilidade entre os valores de tensão (kV) e os valores reais, teste da reprodutibilidade e exatidão do tempo de exposição pela corrente (mAs) e os valores reais, a colimação e alinhamento do feixe entre o campo luminoso e o campo da radiação, avaliação da camada semi-redutora e do rendimento do tubo de raios X.

3.3.1 Teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão e do tempo de exposição

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão de operação do tubo de raios X, bem como da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição. Utilizou-se o método não invasivo empregando o equipamento medidor de tensão e tempo de exposição de leitura direta e calibrado PTW Diavolt universal (Figura 13), colocado a um metro do aparelho de raios X. Para o teste de reprodutibilidade da tensão e do tempo de exposição, foram efetuadas três exposições com a tensão do tubo ajustada para um valor nominal de 60 kV e o produto corrente pelo tempo de 5 mAs. A reprodutibilidade foi calculada utilizando as fórmulas abaixo:

$$\boxed{R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{m\acute{a}x} - kVp_{m\acute{i}n}}{(kVp_{m\acute{a}x} + kVp_{m\acute{i}n})/2}} \quad \boxed{R(\%) = 100 \cdot \frac{t_{m\acute{a}x} - t_{m\acute{i}n}}{(t_{m\acute{a}x} + t_{m\acute{i}n})/2}} \quad (3)$$

onde:

R(%)- Reprodutibilidade em porcentagem

$kVp_{m\acute{a}x} / t_{m\acute{a}x}$ - Valor máximo de tensão e tempo obtidos nas leituras

$kVp_{m\acute{i}n} / t_{m\acute{i}n}$ - Valor mínimo de tensão e tempo obtidos nas leituras



Figura 13 – Aparelho PTW Diavolt e Posicionamento do mesmo em relação ao aparelho emissor de raios X

Em seguida para o teste de exatidão foram efetuadas três exposições com a tensão do tubo ajustada para valores nominais de 40, 60 e 80 kV e o produto corrente pelo tempo de 8, 5 e 2 mAs. Com os valores obtidos, foi calculado o desvio percentual entre os valores nominais e os valores médios, utilizando a relação abaixo:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{nom} - kVp_{médio}}{kVp_{nom}} \quad d(\%) = 100 \cdot \frac{t_{nom} - t_{médio}}{t_{nom}} \quad (4)$$

Onde :

R(%)- Reprodutibilidade em porcentagem

kVp_{nom} / t_{nom} - Valor nominal ajustado no aparelho

$kVp_{médio} / t_{médio}$ - Média das medidas realizadas, para cada valor de tensão e tempo

Segundo BRASIL, 1998 o teste de reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$ e o de exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$.

3.3.2 Teste de avaliação da colimação e do alinhamento do feixe central

Nesta avaliação é utilizado um dispositivo que é uma placa de cobre marcada com uma régua com escala em cm na vertical e na horizontal, e que possui em seu centro círculos para cálculo de desvio em ângulo do feixe central. Este dispositivo foi fixado no centro do detector e para medição do alinhamento do feixe foi fixado um cilindro de acrílico que possui uma pequena esfera metálica em sua extremidade, no centro do

dispositivo de teste.

Foi nivelado o aparelho em relação ao dispositivo de teste, posicionado o ponto focal a uma distancia de 1 m do dispositivo e o colimador foi ajustado para o campo luminoso cobrir toda a área do dispositivo, e o raios X foi emitido utilizando uma técnica de exposição de 40 kV e 0,4 mAs.

Depois de obtida a imagem no detector digital de raios X, foi efetuada a análise da imagem radiográfica, procurando verificar o grau de coincidência entre o enegrecimento da imagem, medindo a maior distância entre as bordas do campo luminoso e o campo da radiação. Segundo BRASIL, 1998 a diferença entre estas medidas não deve exceder 2% da distância entre o ponto focal e o dispositivo (Figura 14).

No teste de avaliação do alinhamento após radiografia obtida verificar a localização da imagem da esfera do topo do cilindro.

- Se a imagem estiver dentro do primeiro círculo, a inclinação é $< 1,5^\circ$
- Se a imagem estiver entre o primeiro e o segundo círculo, a inclinação é $< 3^\circ$

O ângulo de inclinação em relação ao eixo central do feixe, conforme BRASIL, 1998 deve ser $< 3^\circ$.

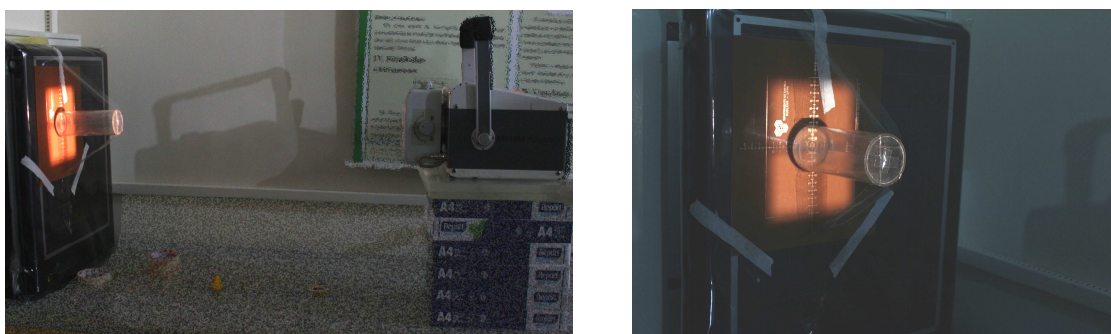


Figura 14 – Teste de colimação e alinhamento

3.3.3 Teste da camada semi-redutora

Para avaliar a camada semi-redutora foi posicionada uma câmara de ionização fabricada pela Radcal Corporation, modelo 20x6-3 (Figura 15), conectada ao eletrômetro, dentro do campo de radiação, centralizada em relação ao feixe de raios X a uma distância de 60 cm do foco do aparelho de raios X. Foram realizadas três medidas utilizando uma técnica com tensão de 70 kV e 5 mAs e anotados os valores, em seguida foram realizadas com a mesma técnica uma medida utilizando lâminas de Alumínio (99% de pureza) de 2 mm e outra medida com outra lâmina de 3 mm de espessura colocadas na saída do colimador (Figura 16).

Com os dados obtidos foi utilizado o calculo abaixo:

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(2 \frac{L_a}{L_0}\right) - x_a \ln\left(2 \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (5)$$

Onde:

CSR = Camada semi-redutora

L_a = Leitura de exposição imediatamente superior a $L_0/2$

L_b = Leitura de exposição imediatamente inferior a $L_0/2$

x_a = Espessura de Al correspondente à leitura L_a

x_b = Espessura de Al correspondente à leitura L_b

Comparar o valor da CSR obtida com os valores fornecidos na Tabela 3, para os diferentes valores de kV e tipos de retificação do equipamento de raios X.

Tensão de pico (kV)	CSR (mm Al)	
	Monofásico	Trifásico
70	2,1	2,3

Tabela 3: Valores mínimos da CSR em função da fase e tensão do tubo



Figura 15 – Câmara de ionização



Figura 16 – Imagem das lâminas de alumínio e das mesmas montadas no aparelho de raios X

3.3.4 Calculo do rendimento do tubo de raios X

O rendimento do tubo de raios X foi avaliado utilizando a mesma câmara de ionização da avaliação da camada semi-redutora, corrigindo o valor do Kerma no ar pela lei do inverso do quadrado da distância para um metro.



Figura 17 – Câmara de Ionização

3.5 Análise subjetiva da qualidade da imagem digital

Foram selecionadas 28 imagens radiográficas com a mesma espessura de exames radiográficos de tórax realizados utilizando o sistema digital e o sistema convencional. As radiografias que foram realizadas pelo sistema convencional, foram colocadas em negatoscópio, aonde foram feitas fotografias com máquina fotográfica de alta resolução posicionada em um tripé para não ocorrer perda de definição das imagens.

As imagens radiográficas realizadas em ambos os sistemas foram enviadas por e-mail aleatoriamente com o mesmo tamanho e resolução para 20 veterinários com mais de quinze anos de profissão e rotina de requisição de exames radiográficos diários, acompanhando um questionário conforme Apêndices I e II.

Segundo estudos realizados em seres humanos que utilizaram a análise subjetiva como ferramenta de análise da qualidade em ambos os sistemas radiográficos, se basearam no guia europeu de critérios de qualidade em imagens radiográficas (CEC, 1996). Como não existe um guia com critérios de qualidade em medicina veterinária, foi utilizado um livro de referência em medicina veterinária THRALL, 2007 que estabelece as estruturas que devem ser visualizados em uma radiografia torácica de qualidade.

As estruturas anatômicas que devem ser visualizadas em uma radiografia torácica de qualidade são: silhueta cardíaca, veia cava cranial, veia cava caudal, arco aórtico, vértebras torácicas, arco costal e padrão pulmonar. As estruturas patológicas nas radiografias que estavam presentes e deveriam ser visualizadas foram: nódulos, placas, padrões pulmonares.

Baseado nas estruturas anatômicas e patológicas descritas acima foi desenvolvido um questionário aonde os veterinários tiveram que visualizar as imagens e marcar as opções:

- () Não foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de 25% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de 50% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas

3.6 Técnicas utilizadas para medição do Kerma no ar na superfície de entrada da pele

Nesse trabalho para a realização das medidas do Kerma no ar na superfície de entrada utilizando o sistema convencional ou utilizando o sistema digital, foram utilizados dois métodos:

- Utilização de dosímetros termoluminescentes (TLD);
- Método do rendimento do equipamento de raios X.

3.6.1 Dosímetros termoluminescentes (TLD)

Para as medições de Kerma no ar de entrada na pele foram utilizados TLDs de fluoreto de lítio (TLD-100), por possuírem alta sensibilidade e número atômico efetivo (7,42), , como representado na Figura 18, foram encapsulados aos pares e colocados sobre a pele dos pacientes, no centro do campo de radiação, com auxílio de Micropore.



Figura 18 - Posicionamento do TLD no paciente na incidência radiográfica

Os dosímetros termoluminescentes utilizados foram cedidos pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) da UFPE. Estes são do tipo TLD-100, de fluoreto de lítio, são ideais para o controle de dose, não somente pela sua facilidade de obtenção, e principalmente de utilização, mas também pela sua efetividade e confiabilidade dosimétrica (CAMPOS, 1998).

Em cada exame foi usado um envelope contendo dois TLDs e considerada a leitura média de cada par. O recebimento de cada remessa e o reenvio foi feito via correio. Em cada grupo de dosímetros, um par de dosímetros chamado de branco (TLD padrão) acompanhou o lote para captar a radiação ambiental, sendo que sua leitura foi subtraída das leituras dos dosímetros do grupo expostos nos exames.

Após a irradiação, a leitura dos dosímetros foi efetuada em uma leitora Victoreen 2800M (ver Figura 19) e os valores das doses foram determinados a partir das curvas de calibração obtidas anteriormente.



Figura 19 – Leitora de TLD

3.6.1 Determinação do Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) pelo método do rendimento

Na ausência de medidas experimentais um método simples pode ser usado como estimativa da dose de entrada na pele (SEIBERT, 2004; SOUZA *et al.*, 2009).

O método requer a utilização do gráfico do valor de rendimento obtido durante o teste de qualidade do rendimento do tubo de raios X conforme exemplificado no item 3.1.3.4

O cálculo do rendimento foi realizado conforme fórmula abaixo:

$$R \text{ (mGy/mA min)} = \frac{0,876 \cdot \bar{L} \cdot f_{(P,T)} \cdot 0,01 \cdot 60}{I \cdot t} \quad (6)$$

Onde:

R: Rendimento

0,876: fator de correção de R (Roentgen) para rad (rad) (ICRU, 2005)

\bar{L} : Média das leituras em mR

$f_{(P,T)}$: Fator de correção para pressão e temperatura*

0,01: fator de correção de rad para Gy

60 : fator de correção de segundos para minutos

I: Corrente em mA

t : tempo de exposição em segundos

* O fator de correção para pressão e temperatura $f_{(P,T)}$ é um fator de correção utilizado para corrigir os valores do Kerma no ar nas condições ambientais de medição da pressão e da temperatura em relação ao valor que seria obtido sob pressão de 101,3 kPa e temperatura de 20°C ou 295,15 K. Este fator de correção é dado pela fórmula:

$$f_{(P,T)} = (P_0/P) \cdot (T/T_0) = (101,3/P) \cdot ((273,15 + T) / 295,15) \quad (7)$$

Para chegar ao valor de $K_{a,e}$, foi utilizada a fórmula abaixo:

$$K_{a,e} = R P_{It} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B \quad (8)$$

Onde:

R- Rendimento do tubo (mGy/mAs);

P_{It} – Produto corrente-tempo (mAs), selecionado em cada exame;

d_{ref} – Distância em que foi determinado o rendimento;

d – Distância foco-pele

B- Fator de retroespalhamento, valor utilizado foi de 1,35 (CEC, 1996)

3.7 Região e incidências radiográficas selecionadas

Durante o período da pesquisa foram realizadas medidas de $K_{a,e}$ em exames radiográficos de tórax e das seguintes regiões anatômicas: crânio, coluna cervical, coluna toraco-lombar, falanges, membro anterior esquerdo, membro posterior esquerdo, pelve.

As radiografias de tórax foram feitas em incidências radiográficas latero-lateral direita, latero-lateral esquerda e ventro-dorsal. Quando foi realizada uma única incidência radiográfica, a incidência radiográfica mais utilizada foi a incidência latero-lateral direita.

Foi escolhida a região Torácica para análise subjetiva da qualidade, pois é a radiografia mais realizada e com mais estruturas a serem visualizadas (THRALL, 2007; BACHER *et al.*, v.181, 2003; BACHER *et al.*, v.183, 2003).

3.8 Grupos de Análises

Foram selecionados para a pesquisa pequenos animais das espécies felina e canina de raças, sexo e idade diferentes que foram submetidos a radiografias de várias regiões anatômicas após a requisição de exame realizada por um médico veterinário clínico responsável pelos animais.

3.9 Coleta de dados

Foram selecionados 86 animais entre cães e gatos que realizaram exames radiográficos diversos na cidade de Curitiba – Paraná, esses animais foram aleatoriamente separados em grupos de acordo com a espessura da região radiografada, que foram submetidos a exames radiográficos em sistema convencional ou no sistema digital. A maioria das imagens radiográficas de tórax obtidas foram nas incidências latero-lateral e mediu-se o $K_{a,e}$ desses animais através de TLD ou do método de rendimento do tubo de raios X. Posteriormente 14 radiografias torácicas realizadas no sistema convencional e 14 no sistema digital, foram selecionadas para a análise subjetiva da qualidade da imagem que foram compostas por radiografias de animais que apresentavam a mesma espessura.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados dos testes de qualidade do aparelho de raios X

O aparelho de raios X que foi submetido ao teste de qualidade descrito na metodologia obteve resultado segundo os itens abaixo e apêndice III:

4.1.1 Teste de reprodutibilidade e da exatidão da tensão do tubo

Os resultados das medidas da reprodutibilidade dos valores de tensão do equipamento de raios X são mostrados na Tabela 4. A partir destes resultados, como a reprodutibilidade em porcentagem foi menor que 10%, podemos concluir que o equipamento está adequado.

m1(kV)	m2(kV)	m3(kV)	Média (kV)	R (%)	Avaliação
64,60	64,20	64,30	64,37	0,3	Adequado

Tabela 4 – Valores das medidas obtidas no estudo de reprodutibilidade da tensão do tubo para um valor nominal de 60 kV

Com relação à exatidão dos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X, a Tabela 5 apresenta os resultados encontrados. Observa-se que os valores do desvio encontram-se dentro do limite de tolerância de 10% estabelecido pelo Ministério da Saúde (BRASIL,1998).

Valor Nominal (kV)	Medido (kV)	Desvio (%)	Avaliação
40,0	44,0	10,0	Adequado
60,0	64,6	7,7	Adequado
80,0	84,9	6,1	Adequado

Tabela 5- Valores das medidas obtidas no estudo da exatidão da tensão do tubo

4.1.2 Teste da reprodutibilidade do tempo de exposição

Os resultados dos testes da reprodutibilidade do tempo de exposição são mostrados na Tabela 6. Observa-se que o coeficiente de variação (CV) encontrado é menor que o limite de aceitação de 10% e, portanto, está adequado.

m1(ms)	m2(ms)	m3(ms)	Média (ms)	CV(%)	Avaliação
145,6	145,3	145,6	145,50	0,1	Adequado

Tabela 6 – Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade do tempo de exposição para um valor nominal de tempo (ms)

4.1.3 Colimação e alinhamento da mesa

A imagem da radiografia do objeto de teste para avaliação da coincidência entre o campo luminoso e o campo da radiação mostrou que o valor do desvio máximo é de 1cm para uma distância de 1m. Como a tolerância estabelecida pelo Ministério da Saúde (BRASIL,1998) é de 2% da distancia foco-filme (i.e 2 cm), o equipamento foi classificado como adequado.

O resultado do teste de alinhamento do feixe de radiação mostrou que o equipamento está adequado.

4.1.4 Camada semi-redutora (CSR)

O valor encontrado para a camada semi-redutora, em 70 kV, é igual a 2,90 mm Al e, portanto está adequado. O valor da CSR para 70 kV deve ser maior que 2,3 mm Al para equipamentos trifásicos e maior que 2,1 mm Al para equipamentos monofásicos, segundo o ministério da Saúde (BRASIL,1998).

4.1.5 Rendimento do tubo de raios X

Os valores obtidos para cálculo do rendimento do tubo de raios X estão demonstrados na Tabela 7.

kV	mAs	Leitura (mR)			Leitura (mGy)				d	Rendimento Y ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) a 1 m
		L1	L2	L3	L1	L2	L3	Média		
40,0	5,0	6,12	6,09	6,12	0,06236	0,06205	0,06236	0,06226	0,00013	12,650
50,0	5,0	11,13	11,13	11,16	0,11341	0,11341	0,11372	0,11351	0,00013	23,063
60,0	5,0	16,65	16,78	16,85	0,16966	0,17098	0,17169	0,17078	0,00078	34,698
70,0	5,0	22,56	22,63	22,67	0,22988	0,23059	0,23100	0,23049	0,00043	46,830
80,0	5,0	29,19	29,16	29,32	0,29743	0,29713	0,29876	0,29777	0,00065	60,501

Tabela 7 - Dados obtidos para cálculo do rendimento

Com os dados obtidos do rendimento do tubo de raios X foi gerada a curva de rendimento, que foi utilizada para o cálculo do $K_{a,e}$ em radiografias de Tórax.(Figura 20)

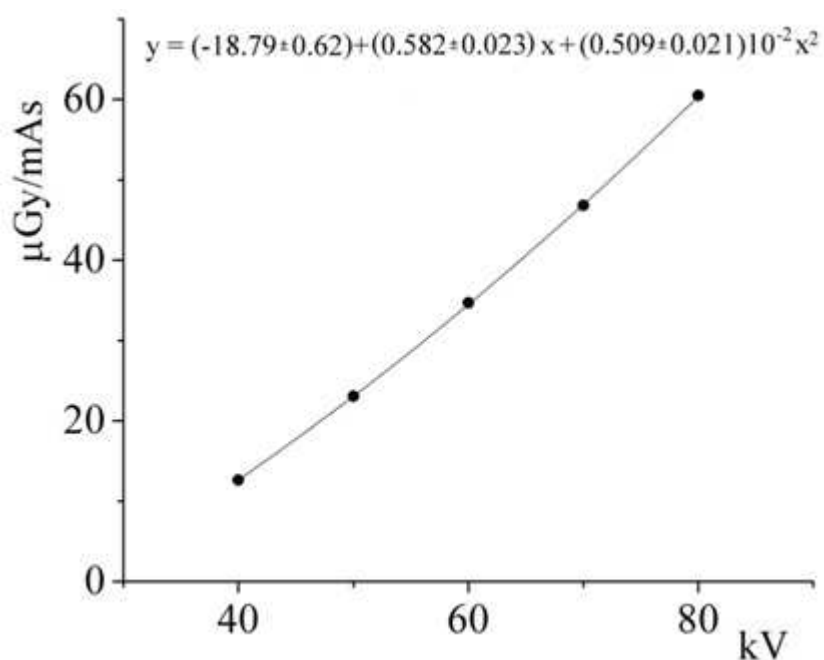


Figura 20 – Curva do rendimento do tubo de raios X

4.2 Resultado e discussão dos exames para diversas posições e regiões utilizando TLD

Foram realizados 58 exames radiográficos dos diferentes animais em sistema convencional e no sistema digital, utilizando TLD para medir o $K_{a,e}$ (Tabela 8). Cada animal foi submetido em ambos os exames sob condições semelhantes: mesma região anatômica radiografada, na mesma posição e mesma distância fonte – mesa, com ajuste de tensão no aparelho de 1-4 unidades e ajuste do produto corrente tempo de 0.2-0.7 unidades mais altos no caso do sistema digital.

Espessura cm	Distância fonte - mesa	Região radiografada	Filme				Digital			
			kV	mAs	$K_{\alpha,e}$ (μGy)	Erro	kV	mAs	$K_{\alpha,e}$ (μGy)	Erro
20	107	Cranio	50	2,9	112,35	7,075	52	3,2	117,43	0,6058
10	87	Torax	46	1,8	98,947	2,872	48	2	107,55	1,0020
15	107	Coluna	54	2,5	84,414	24,556	56	3,2	116,58	10,454
15	87	Torax	49	1,8	100,220	22,863	52	2,2	125,61	8,7640
7	107	MPE	43	1,8	49,706	0,606	44	2,5	103,46	99,894
10	87	Pelve	45	2	75,244	10,173	48	2,2	94,291	11,582
10	87	MPE	42	2	74,115	6,231	44	2,2	86,672	3,150
8	87	MPE	42	1,6	79,758	5,1075	43	1,8	57,889	9,3274
5	107	Falanges	41	1,8	68,895	15,529	42	2	82,157	11,018
5	87	Pelve	62	3	184,020	18,350	66	3,5	526,59	79,859
7	87	Pelve	46	2	128,43	25,120	48	2,5	138,17	4,5466
8	87	Cranio	42	2	109,11	12,991	46	2,5	182,75	15,247
15	87	Torax	50	2	137,18	0,606	54	2,2	181,06	4,5466
12	87	Cervical	41	2	80,887	1,249	44	2,5	129,56	1,002
15	87	Coluna	50	2,2	108,96	4,8269	54	2,8	150,87	35,559
15	87	Cervical	50	2,9	180,36	17,785	53	3,2	171,75	4,5466
12	87	Torax	48	1,8	97,254	33,866	50	2,2	193,48	11,860
5	87	MAE	41	1,6	40,535	9,046	42	1,8	55,350	1,002
10	87	Cranio	46	2,2	159,47	4,827	48	2,9	159,19	7,074
10	107	MAE	43	2,2	56,479	0,606	45	2,5	100,78	8,201
11	87	Torax	46	1,6	78,630	7,919	48	2	106,57	18,068
10	87	Torax	48	1,6	90,764	20,324	50	2	118,14	1,249
11	87	Cervical	48	2,2	54,785	18,350	50	2,9	105,30	21,170
7	107	MPE	42	1,8	74,961	12,991	44	2,5	86,390	7,637
8	107	MPE	43	1,8	43,498	4,827	45	2,2	86,249	4,546
20	107	Torax	56	1,8	47,025	16,375	62	2	64,097	14,965
10	87	Pelve	50	2,2	96,548	13,837	52	2,9	153,55	2,046
24	107	Coluna	63	4	240,46	49,949	66	4	254,57	9,891
19	108	Torax	48	1,6	65,508	1,509	50	2	68,330	9,3274

Tabela 8: Parâmetros utilizados e valores de $K_{\alpha,e}$ obtidos utilizando TLD

A Figura 21 mostra a variedade dos kV e mAs aplicados.

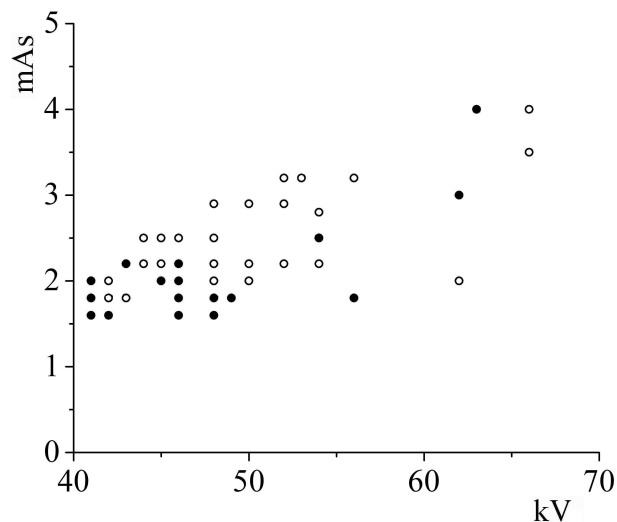


Figura 21-. kV e mAs usados nos exames. Círculos cheios: sistema convencional. Círculos vazios: sistema digital

A Tabela 9 apresenta os valores médios do $K_{a,e}$ por várias partes do corpo do animal em cada tipo de exame.

$K_{a,e}$ (μGy)			Parte do corpo
Filme	Digital	Digital-Filme	
127 ± 21	153 ± 25	26 ± 30	Crânio
105 ± 50	135 ± 25	30 ± 25	Cervical
145 ± 63	174 ± 54	29 ± 11	Coluna
69 ± 16	82 ± 11	13 ± 19	Falanges
49 ± 16	78 ± 45	30 ± 29	Membro anterior esquerdo
70 ± 9	84 ± 12	14 ± 20	Membro posterior esquerdo
121 ± 31	228 ± 130	107 ± 103	Pelve
89 ± 10	121 ± 18	31 ± 11	Tórax
97 ± 10	135 ± 18	38 ± 13	Media

Tabela 9: Valores de $K_{a,e}$ obtidos com sistemas de radiologia digital e convencional em exames de pequeno animais utilizando TLD

Os exames radiograficos foram realizados com o mesmo aparelho emissor de

raios X, mas a média do $K_{a,e}$ para diversos exames foi aproximadamente 40% superior para o sistema digital em relação ao convencional, devido as técnicas ajustadas no aparelho para realizar radiografias com o sistema digital serem maiores que as utilizadas no sistema convencional.

A diferença significativa foi detectada nos exames radiográficos de coluna e de tórax. Para outras partes do corpo a diferença foi detectada, mas o erro era grande demais para conclusões definitivas.

A Figura 22 apresenta a distribuição das espessuras dos corpos (ou partes dos corpos) dos animais.

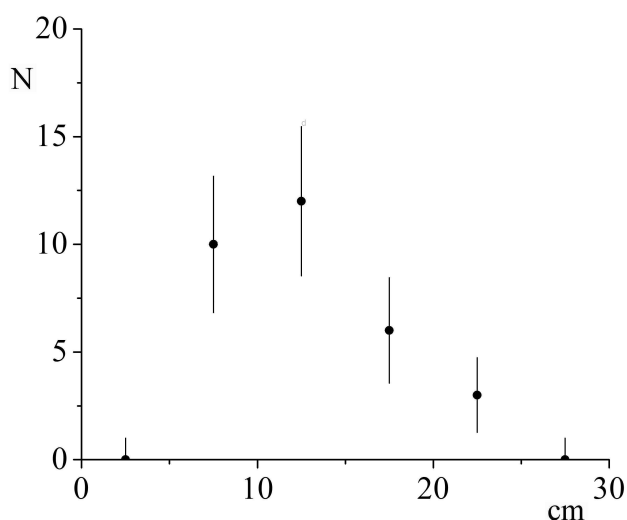


Figura 22: Distribuição das espessuras dos corpos dos animais expostos à radiação

A Figura 23 mostra os valores de $K_{a,e}$ obtidos para animais com diferentes espessuras, sendo: de 5 a 10; de 11 a 15 cm; de 16 a 25 cm. O valor de $K_{a,e}$ praticamente não depende da espessura do animal, pois os ajustes de tensão (kV) e produto corrente-tempo (mAs) tem pequenas diferenças utilizando sistema digital ou analógico.

Entretanto a diferença entre sistema digital e convencional diminui com o aumento da espessura, o que pode ser explicado pela menor diferença no ajuste do produto corrente-tempo (mAs) no aparelho entre os sistemas de radiografias.

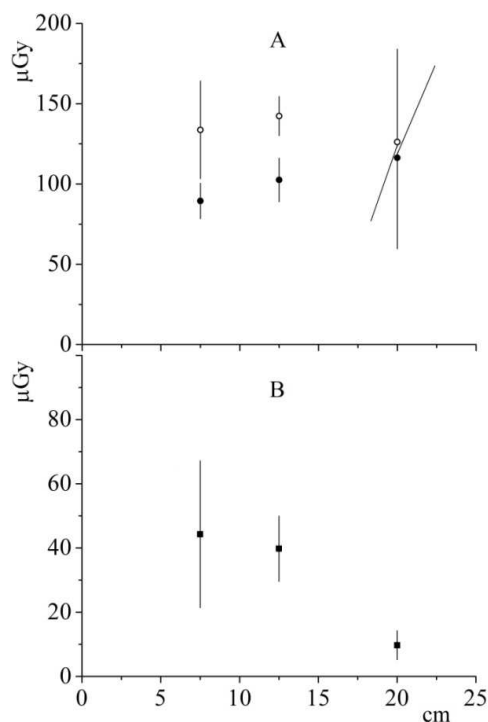


Figura 23. Valores de $K_{a,e}$ obtidos para animais com diferentes espessuras. A: dose. B: diferença digital - convencional. Círculos cheios: sistema convencional. Círculos vazios: sistema digital

4.3 Resultados e discussão referente aos exames de tórax utilizando o método do rendimento

Foram realizados exames radiográficos da mesma região anatômica de 14 animais de varias espessuras no sistema convencional e 14 animais no sistema digital. Para cada exame foi calculado o $K_{a,e}$, utilizando o método do rendimento do equipamento, mAs e a distancia foco-paciente conforme descrito no item 3.2.1. Cada radiografia foi avaliada por 20 especialistas seguindo procedimento descrito no item 3.1.5. A Tabela10 mostra os resultados obtidos.

Espessurado animal (cm)	Filme										Digital									
	kVp	m.As	Distancia		Rendimento $\mu\text{Gy}/\text{mAs a } 1\text{m}$	Kerma (μGy) $K_{a,e}$	Avaliação %	kVp	m.As	Distancia		Rendimento $\mu\text{Gy}/\text{mAs a } 1\text{m}$	Kerma (μGy) $K_{a,e}$	Avaliação %						
			foco mesa (cm)	foco paciente (cm)						foco mesa (cm)	foco paciente (cm)									
10	46	1.8	85	75	18.8±1.4	81.0±5.6	37.5±6.4	48	2	85	75	20.9±1.4	100.2±6.5	80.0±5.6						
12	45	1.8	85	73	17.7±1.3	80.7±5.8	47.5±6.5	50	2.2	85	73	23.0±1.4	128.4±7.8	67.5±5.5						
12	46	1.8	85	73	18.8±1.3	85.5±5.9	35.0±5.8	48	2.2	85	73	20.9±1.4	116.3±7.6	80.0±5.6						
14	48	1.8	85	71	20.9±1.4	100.6±6.5	67.5±7.7	52	2.5	85	71	25.2±1.5	169.0±9.8	67.5±6.3						
14	46	1.8	85	71	18.8±1.3	90.4±6.3	35.0±5.3	48	2.2	85	71	20.9±1.4	123.0±8.0	77.5±6.5						
18	50	1.8	85	67	23.0±1.4	124.7±7.6	57.5±6.8	54	2.2	85	67	27.5±1.5	181.8±10.0	85.0±5.3						
18	46	1.8	85	67	18.8±1.3	101.5±7.1	40.0±5.3	50	2	85	67	23.0±1.4	138.5±8.5	100.0±2.8						
18	48	1.8	85	67	20.9±1.4	113.0±7.3	37.5±5.9	52	2.2	85	67	25.2±1.5	167.0±9.7	95.0±3.4						
18	49	2	85	67	21.9±1.4	132.0±8.3	42.5±5.2	54	2.2	85	67	27.5±1.5	181.8±10.0	77.5±6.5						
18	49	1.8	85	67	21.9±1.4	118.8±7.5	37.5±3.8	48	1.8	85	67	20.9±1.4	113.0±7.3	57.5±6.0						
20	49	1.8	85	65	21.9±1.4	126.2±7.9	55.0±7.2	54	2.2	85	65	27.5±1.5	193.2±10.7	72.5±6.5						
20	50	1.8	85	65	23.0±1.4	132.5±8.1	32.5±6.3	52	2	85	65	25.2±1.5	161.3±9.3	60.0±6.4						
22	50	1.8	85	63	23.0±1.4	141.0±8.6	67.5±6.3	54	2.2	85	63	27.5±1.5	205.6±11.4	80.0±5.6						
25	50	2	85	60	23.0±1.4	172.8±10.6	25.0±4.4	54	2.5	85	60	27.5±1.5	257.6±14.2	45.0±7.2						

Tabela 10: Parâmetros utilizados e valores de $K_{a,e}$ obtidos através do rendimento

A Figura 24 mostra o $K_{a,e}$ e a diferença entre o $K_{a,e}$ obtidos com os sistemas digital e convencional em função do kV aplicado. Para ambos os sistemas o $K_{a,e}$ cresce com o aumento do kV, mas a diferença fica estável.

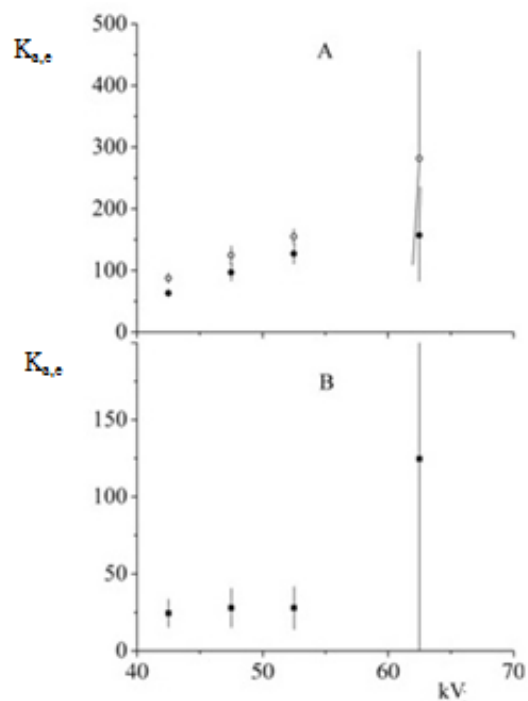


Figura 24. Valores de $K_{a,e}$ obtidos para diferentes kVp. A: dose. B: diferença digital - convencional.

Círculos cheios: sistema convencional. Círculos vazios: sistema digital

A Figura 25 apresenta a dependência do $K_{a,e}$ com o mAs aplicado e a diferença entre eles em ambos os sistemas radiográficos. Com o crescimento do mAs o $K_{a,e}$ cresce para ambos os sistemas, tal como a diferença entre eles.

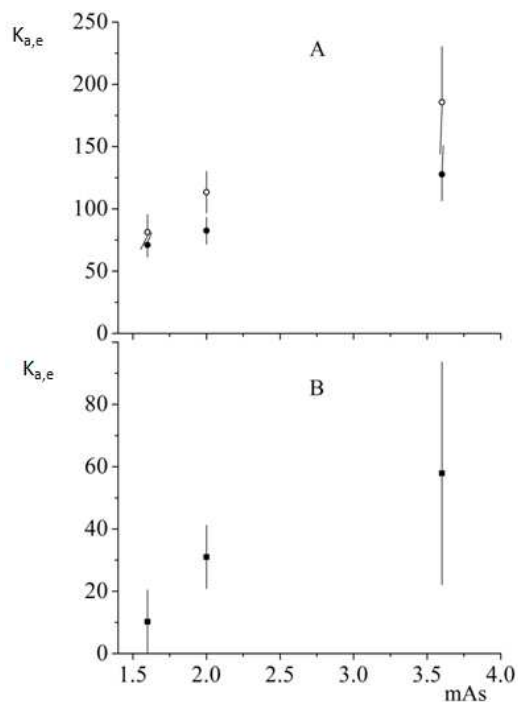


Figura 25: Valores do $K_{a,e}$ obtidos para diferentes mAs. A: $K_{a,e}$ e B: diferença digital -convencional.

Círculos cheios: sistema convencional e círculos vazios: sistema digital

A Figura 26, mostra o $K_{a,e}$ durante os exames radiográficos de tórax e os resultados da avaliação da qualidade subjetiva das radiografias obtidas durante esses exames.

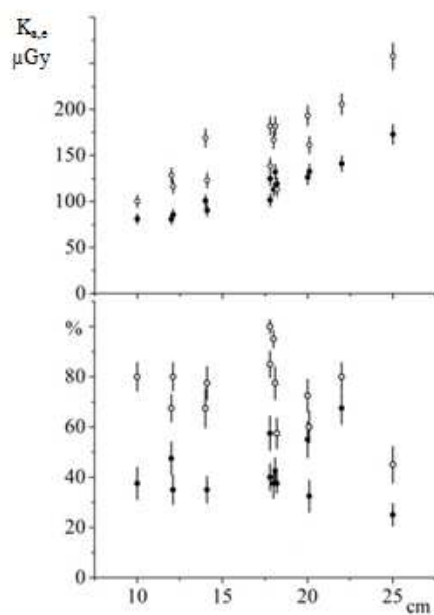


Figura 26: $K_{a,e}$ e Avaliação. Círculos cheios: sistema convencional. Círculos vazios: sistema digital

As avaliações mostraram que a qualidade das imagens obtidas com o equipamento digital é melhor de que a obtida com o sistema convencional, esse resultado foi atingido por conta do aumento do $K_{a,e}$.

Enquanto que no trabalho de PINTO *et. al* (2010) para os exames radiográficos sob as mesmas condições deste trabalho utilizando aparelho emissor de raios X fixo, o $K_{a,e}$ medido em sistema convencional nas radiografias torácicas apresentou valores entre 310 a 780 μGy , valores maiores que os obtidos em ambos os sistemas neste trabalho.

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1 Conclusão

Em síntese durante este trabalho foram executadas 29 medições do Kerma ar na entrada da pele nos animais de pequeno porte utilizando equipamento de raios-X portátil e os sistemas de detecção convencional e digital.

O equipamento de raios-X foi previamente testado e foi comprovado que o equipamento estava em boas condições de funcionamento, de acordo com os critérios do Ministério da Saúde.

O estudo identificou que com as técnicas utilizadas para a aquisição de imagens digitais em radiografias diversas de pequeno animais resultou-se em valores de $K_{a,e}$ maiores do que no sistema convencional. A diferença na média atinge 40%. A razão mais provável disso é a utilização em sistema digital dos mAs mais elevados do que no sistema convencional.

A melhor qualidade das imagens do equipamento digital comparando com equipamento convencional foi obtida à custa do crescimento da dose recebida pelo paciente.

5.2 Trabalhos futuros

Como continuação desse estudo seria interessante repetir as medições de dose da entrada da pele nas condições absolutamente iguais e com análise subjetiva da qualidade dessas mesmas imagens radiográficas.

Ampliar o número de instituições visando à estabelecer níveis de referência, bem como avaliar rejeitos e otimizar a técnica.

REFERÊNCIAS

BACHER, KLAUS; SMEETS, PETER; VEREECKEN, LUDO *et al.* Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor based computed radiography. **American Journal Roentgenology**. v. 181, p. 923-929, 2003.

BACHER, KLAUS; SMEETS, PETER; VEREECKEN, LUDO *et al.* Image quality and radiation dose and digital chest imaging: comparison of amorphous selenium flat-panel systems. **American Journal Roentgenology**. v. 187, p. 630-637, 2006.

BENJAMIN, SA; LEE, AC; ANGLETON,GM; SAUNDERS *et al.* Neoplasm in young dogs after perinatal irradiation . **Journal National Cancer Institute** . v.77, p. 563-570, 1986.

BORTOLETTO, EDMILSON CESAR; MAFRA, LUCIANA IGARASHI; SORBO, AMANDA *et al.* Remoção da prata em efluentes radiográficos. **Acta Sci. Technol.** v. 29, n. 1, p. 37-41, 2007.

BRASIL .Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Portaria nº453 de 1 de junho de 1998, Regulamento técnico: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Diário Oficial da União Republica Federativa do Brasil** nº 100, Brasília, DF, 1998.

CAMPOS, LETICIA. Termoluminescencia de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. **Cerâmica**. v .44, n. 290, p 1-13, 1998.

CARVALHO E.; GRILO R.; MATELA N., PEREIRA P. Avaliação dos padrões de Dose em Radiologia Pediátrica: Comparação entre Sistemas Convencionais de Películas e Sistemas de Digitalização de Imagem em crianças dos 0-5 anos de idade, na radiografia do Tórax em Incidência Antero-Posterior. **Revista Lusófona de Ciências e Tecnologia da Saúde**, v.4, n.21, p.37-46. 2007.

CHOTAS H.G.; DOBBINS J.T.; RAVIN C.E. Principles of digital radiography with large area, electronically readable detectors: a review of the basics, **Radiology**, v.210, p. 595-599, 1999.

COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES (CEC). **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images**. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg: EUR16260, 1996.

DEWERD, L.A.; WAGNER, L.K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology, **Applied Radiation and Isotopes** v.50, p.125-136, 1999.

FERNANDEZ, GERALDO; AZEVEDO, ANA CECILIA; CARVALHO, ANTONIO PIRES; PINTO, MARIA LUCIA. Analise e Gerenciamento de Efluentes de Serviços de Radiologia. **Radiologia Brasileira**. v. 38, n.5, p. 355-358, 2005.

HAN, CONNIE M.; HURD CHERYL D. **Diagnóstico por imagem: para a pratica veterinária**. São Paulo: Roca, 2007.

HARRISON, R.M.; CLAYTON, C.B. *et. al.* A survey of radiation doses to patients in five common diagnostic examinations. **British Journal of Radiology**, v. 56, p.383-395, 1983.

ICRP 148. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **Annals** of the publication 148, 2004.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the safety of radiation sources. **Safety series no 115-1**. Vienna: IAEA, 1996.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Patient Dosimetry for X-Rays Used In Medical Imaging. **Journal of the ICRU**, v. 5, no. 2 Oxford: Oxford University Press.(ICRU Report 74) , 2005.

KEALY, KEVIN. Organizational Development of Veterinary Radiology in the United States and Europe. **Veterinary Radiology & Ultrasonnd**. v. 43, n.3 , p. 213-220, 2002.

LOTUS <<http://www.lotusindustria.com.br>>. Acesso em 7 de Março de 2012

KOTTER, E.; LANGER M. Digital radiographs with large-area flat-panel detectors. **European Radiology**. v .12 , p. 2562-2570, 2002.

MCKINGHT, ALEXIA L. Digital Radiography in Equine Practice. **Clinical Techniques in Equine Practice**. v. 3, p. 352-360, 2004.

OLIVEIRA, DAVI F. **Análise da radiografia computadorizada em condições de águas profundas**. 2007. 123 pag. Dissertação (Programa de pós-graduação de Engenharia Nuclear)- Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

OLIVEIRA, MARIO JOÃO FARTARIA. **Estudos dosimetricos em radiodiagnóstico**. 2011 126 pag. Dissertação (Instituto tecnológico nuclear)- Universidade Nova de Lisboa, Lisboa 2011.

PINTO, ACB; DIAS, MTP; SANTOS, AC; SANTOS, AC; MELO, CS; FURQUIM. TAC (2010) Análise preliminar das doses para avaliação da qualidade da imagem em exames radiográficos na Radiologia Veterinária. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.4, n.1, p. 67-70. 2010.

PISTOIA, GUSTAVO DORNELES; CERPA, GERALDO; PISTOIA, ALEXANDRE DORNELES; NETO, MARCOS MARTINS; KAISER, MARINA DA ROSA. A imagem latente e a química do processamento radiográfico. **Saude**, vol. 30, n.1-2, p. 12-20, 2004.

RFLAB <<http://www.rfssystemlab.com/en/naomi/index.html>>. Acesso em 4 de Março de 2012

SEIBERT, J. Anthony. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 1: basic principles of x-ray production. **Journal of Nuclear Medicine Technology** v.32, p.139–147, 2004.

SEIBERT, J. Anthony. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 2: x-ray interactions and image formation. **Journal of Nuclear Medicine Technology** v.33, p. 3–18, 2005.

SOUZA, ANGELO DE; DIAS, SIMONE; AUGUSTO, FERNANDO MECA; MARQUES, WINSTON. Avaliação do Kerma no ar na superfície de entrada e da qualidade da imagem em radiografias de tórax. **Radiologia Brasileira**, v.42, n.5, p.315-319, 2009.

THRALL, DONALD E. **Textbook of veterinary diagnostic radiology**. St Louis. Elsevier. 2007.

YOSHIMURA, ELIZABETH MATEUS. Física das radiações: Interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.3, n.1, p.57-67, 2009.

ZALLINGER , CRISTINA VON; TEMPEL, KARLHEINZ. The Physiologic Response of Domestic Animals to Ionizing Radiation: a Review. **Veterinary Radiology & Ultrassound**, vol.39, n.6, p.495-503,1998.

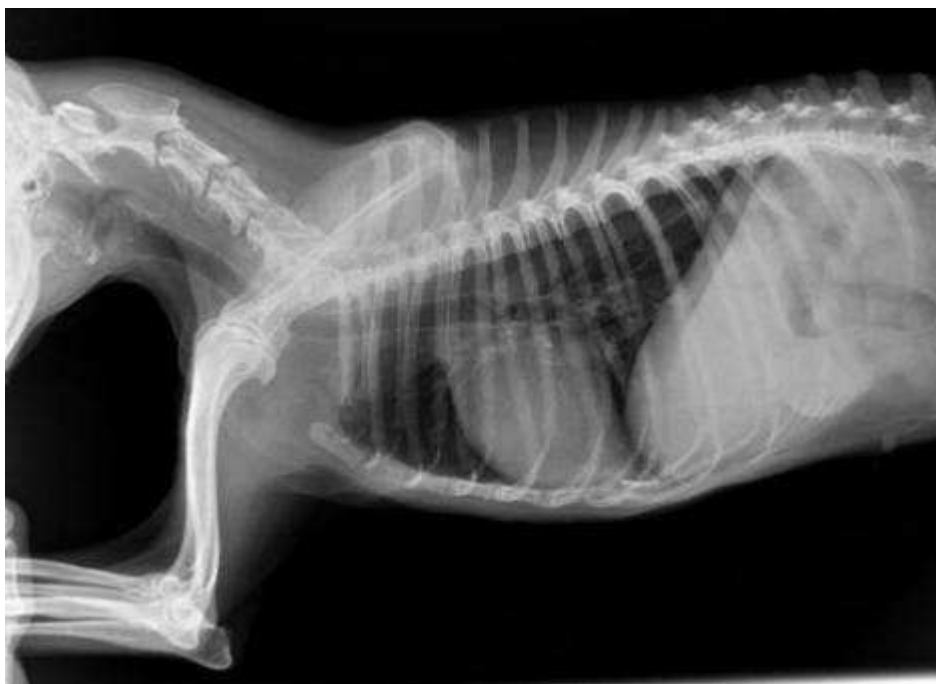
APÊNDICE I – Modelo de questionário com radiografia realizada no sistema digital

Por favor leia as instruções , visualize a imagem abaixo e responda o questionário

Instruções:

- Estruturas anatômicas a serem visualizadas : Silhueta cardíaca, veia cava cranial , veia cava caudal, arco aórtico, vértebras Torácicas , arco costal e padrão pulmonar.

-Patológicas: Nódulos, placas, padrões pulmonares.



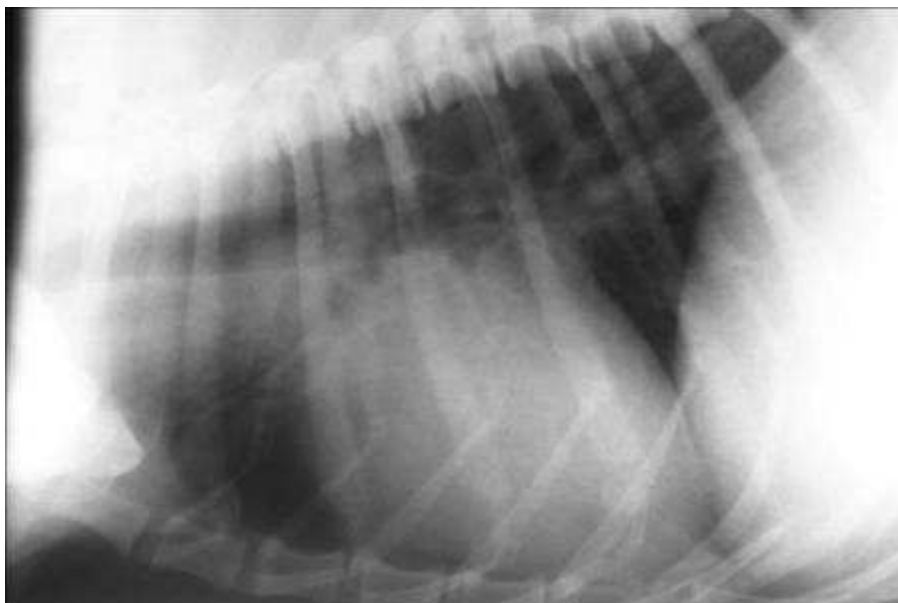
- Não foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas
- Foi possível a visualização de 25% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- Foi possível a visualização de 50% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- Foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas

APÊNDICE II - Modelo de questionário com radiografia realizada no sistema digital

Por favor leia as instruções , visualize a imagem abaixo e responda o questionário

Instruções:

- Estruturas anatômicas a serem visualizadas : Silhueta cardíaca, veia cava cranial , veia cava caudal, arco aórtico, vértebras Torácicas , arco costal e padrão pulmonar.
- Patológicas: Nódulos, placas, padrões pulmonares.



- () Não foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de 25% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de 50% das estruturas anatômicas e/ou patológicas
- () Foi possível a visualização de todas as estruturas anatômicas e/ou patológicas

APÊNDICE III - AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X



DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR - UFPE
LABORATÓRIO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES
Av. Professor Luiz Freire, 1000. CEP: 50740-540 - Recife - PE
Fone: (81) 2126.8708 / Fax: (81) 3273.4256 - e-mail: metrologia@ufpe.br

LMRI
DEN - UFPE

RELATÓRIO

AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE
RAIOS-X
Nº RX003-0212

Este relatório refere-se à coleta de dados do dia 2/10/2012

DADOS DA INSTITUIÇÃO

Nome da Instituição: Luiz Fernando Drummond
R. Francisco Raitani, 7081, Bl. 5, apto. 104 81110-070
CNPJ: 273.436.078-04

2 CARACTERIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

Equipamento de raios-X portátil

Fabricante: Poskom Modelo: PXM40BT Nº Série: Não informado

3 PROCEDIMENTO DE AVALIAÇÃO

A avaliação consistiu nas condições de operação do equipamento de raios-X fixo com base nas exigências da Portaria n. 453 de julho de 1998, do Ministério da Saúde.

3.1 - Avaliação do Equipamento

Teste da Reprodutibilidade e Exatidão da Tensão do Tubo

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão de operação do tubo de raios-X utilizou-se o método não invasivo empregando o equipamento PTW Diavolt universal. O equipamento foi posicionado sobre a mesa e foram efetuadas exposições com a tensão do tubo ajustada para um valor nominal de 60 kV. Foram efetuadas três medidas consecutivas, mantendo-se o valor da tensão fixo. Os resultados da reprodutibilidade foram interpretados comparando os valores obtidos com o limite de aceitação de 10%, conforme a recomendação do Ministério da Saúde.

A exatidão da tensão do tubo foi avaliada utilizando o equipamento PTW Diavolt universal. Foram efetuadas medidas com diferentes tensões nominais. O desvio entre o valor nominal e o valor medido foi comparado com o limite de aceitação de 10%, conforme estabelece o Ministério da Saúde.

Teste da Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

A exatidão e a reprodutibilidade do tempo de exposição foram avaliadas utilizando o medidor de tempo de exposição PTW Diavolt universal. Para a avaliação da reprodutibilidade foram efetuadas três leituras usando um tempo de exposição utilizado clinicamente. Os resultados da reprodutibilidade foram interpretados comparando os valores obtidos com o limite de aceitação de 10%, segundo a recomendação do Ministério da Saúde.

Para avaliar a exatidão, foram efetuadas medidas usando três valores diferentes de tempo de exposição nominais e calculados os desvios percentuais com relação aos valores medidos. Os resultados foram analisados comparando-os com o limite de aceitação de 10%.

Colimação do feixe de raios-X e alinhamento do feixe

A avaliação da colimação e do alinhamento do feixe central de radiação é efetuada usando um padrão para teste que consiste em uma placa impressa de cobre e um cilindro acrílico colocados sobre um chassi. Foram considerados os limites de tolerância de 3" para o teste do alinhamento do feixe e de 2% da distância foco-filme para o teste de colimação.

Camada Semi-redutora

A avaliação da camada semi-redutora foi feita utilizando lâminas de alumínio 99,99% de pureza com diferentes espessuras colocadas na saída do colimador. Uma câmara de ionização fabricada pela Radcal Corporation, modelo 20x6-3, série e acoplada a um eletrômetro foi utilizado para as medições.

Para a avaliação da camada semi-redutora foram efetuadas três medições com uma câmara de ionização, conectada ao eletrômetro. Uma das medidas foi efetuada sem atenuador de alumínio e duas com atenuadores. A partir dessas medições foi calculado o valor da camada semi-redutora conforme especificado pelo Ministério da Saúde.

Rendimento do tubo de raios X

A avaliação do rendimento do tubo de raios-X foi efetuada utilizando uma câmara de ionização fabricada pela Radcal Corporation, modelo 20x6-3 série e acoplada a um eletrômetro do mesmo fabricante foi utilizado para as medições. O valor do kerma ar obtido foi corrigido pela lei do inverso do quadrado da distância para 1 m. O número do certificado de calibração do conjunto câmara de ionização e eletrômetro é 0136RX/1210.

4 RESULTADOS

Teste de reprodutibilidade e da exatidão da tensão do tubo

Os resultados das medidas da reprodutibilidade dos valores da tensão do equipamento de raios-X são mostrados na Tabela 1. A partir destes resultados pode-se concluir que o equipamento está ADEQUADO.

Tabela 1: Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da tensão do tubo para um valor nominal de 60 kV.

m1 (kV)	m2 (kV)	m3 (kV)	Média (kV)	CV (%)	Avaliação
64,60	64,20	64,30	64,37	0,3	ADEQUADO

Com relação à exatidão dos valores da tensão aplicada ao tubo de raios-X, a Tabela 2 apresenta os resultados encontrados. Observa-se que os valores do desvio encontram-se DENTRO do limite de tolerância de 10% estabelecido pelo Ministério da Saúde.

Tabela 2: Valores das medidas obtidas no estudo da exatidão da tensão do tubo.

Valor Nominal (kV)	Medido (kV):	Desvio (%):	Avaliação
40,0	44,0	10,0	ADEQUADO
60,0	64,6	7,7	ADEQUADO
80,0	84,9	6,1	ADEQUADO

Teste da exatidão e da reprodutibilidade do tempo de exposição

Os resultados dos testes da reprodutibilidade do tempo de exposição são mostrados na Tabela 3. Observa-se que o coeficiente de variação (CV) encontrado é MENOR que o limite de aceitação de 10% e, portanto, está ADEQUADO.

Tabela 3: Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade do tempo de exposição para um valor nominal de tempo (ms).

m1 (ms)	m2 (ms)	m3 (ms)	Média (ms)	CV (%)	Avaliação
145,6	145,3	145,6	145,50	0,1	ADEQUADO

A avaliação da exatidão do tempo de exposição não foi realizada neste equipamento, pois o mesmo não apresenta o tempo de exposição nominal no painel de controle. O equipamento permite apenas variar a carga (mAs) e de acordo com os parâmetros escolhidos (tensão e carga), ele faz um ajuste da corrente (mA), impossibilitando a identificação do tempo de exposição nominal.

Cofimação e alinhamento da mesa

A imagem da radiografia do objeto de teste para avaliação da coincidência entre o campo luminoso e o campo de radiação mostrou que o valor do desvio máximo é de **1 cm** para uma distância de 1 m. Como a tolerância estabelecida pelo Ministério da Saúde é de 2% da distância foco-filme (i.e. 2 cm), o equipamento foi classificado como **ADEQUADO**.

O resultado do teste de alinhamento do feixe de radiação mostrou que o equipamento está **ADEQUADO**.

Camada Semi-Redutora (CSR)

O valor encontrado para a camada semi-redutora, em 70 kV, é igual a **2,90 mm Al** e, portanto está **ADEQUADO**. O valor da CSR para 70 kV deve ser maior que 2,6 mm Al para equipamentos trifásicos e maior que 2,3 mm Al para equipamentos monofásicos, segundo o Ministério da Saúde.

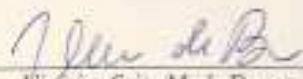
Rendimento do tubo de Raios X

O valor do rendimento do tubo de raios X obtido para **70 kV** foi de **10,97 μ Gy/mAs** a 1 metro. Este valor deve ser considerado como linha de base para testes futuros.

5 CONCLUSÃO DOS RESULTADOS

A avaliação do funcionamento do aparelho de raios-X mostrou que o equipamento está em conformidade com as exigências do Ministério da Saúde.

Recife, 27 de fevereiro de 2012


 Vinícius Saito M. de Barros
 Responsável técnico


 Helen Jamil Khoury
 Coordenadora
 Especialista em Física Médica
 em Radiodiagnóstico - RX-236/033
 CNEN - AP0357