

Diego de Andrade Silva

Padronização de técnica radiológica em tórax de pequenos animais com sistema de radiologia digital e utilização de espessômetro.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª Maria Jaqueline Mamprim

Supervisor: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Diego de Andrade Silva

Padronização de técnica radiológica em tórax de pequenos animais com sistema de radiologia digital e utilização de espessômetro.

Orientadora: Prof^a. Dr^a Maria Jaqueline Mamprim

Supervisor: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Botucatu

2016

Agradecimentos

A toda a equipe de profissionais do setor de Radiologia Digital da FMVZ da UNESP de Botucatu pelo treinamento e pela vivência sempre muito agradável de todos que compunham esse ambiente que me proporcionou muitos ensinamentos e práticas na área. Em especial a professora Prof^ª. Dr^ª Maria Jaqueline Mamprim por me orientar e permitir que vivencia-se todo o trabalho de sua equipe desde de técnicos a residentes que trabalham com muito empenho no setor.

Ao professor do Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa do departamento de Física e Biofísica do Instituto de Biociências por me supervisionar, acompanhar e dar conselhos que me ajudaram durante a elaboração do trabalho e toda a formação acadêmica.

A grande amiga Paola Faccin por me aconselhar e ajudar nos estudos durante toda a graduação, dando puxões de orelha necessários, que me fizeram voltar ao eixo inúmeras vezes.

Enfim, a todos os amigos que passaram por minha vida universitária e juntos foram o alicerce para que eu estivesse sempre com força para aguentar todos os desafios e desfrutar de todas as maravilhas da cidade dos bons ares. Como já dizia o ditado “Antes tarde do que nunca”.

“Saber para prever, prever para prover.” Augusto Comte

Resumo

Este projeto tem por objetivo padronizar as doses de radiação em caninos e felinos no serviço de radiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP para exames de tórax, devido à grande demanda e transição do sistema de radiologia computadorizada para o de radiologia digital. Também visa otimizar as novas técnicas a fim de diminuir a dose de radiação recebida pelos animais, e assim enquadrar o serviço nos planos de proteção radiológica e otimização de dose. O estudo foi realizado no serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP de Botucatu, em um equipamento de raios X digital. Inicialmente, foram coletados dados acerca das características físicas dos animais e das espessuras corpórea para cada projeção, sendo medidas com o espessômetro e também a técnica utilizada atualmente em radiografia digital para cada um dos 159 exames radiográficos de tórax. Os dados coletados foram agrupados em uma tabela, a qual continha informações sobre a espessura e a tensão no tubo (kV) para as respectivas projeções, podendo ser latero-laterais ou ventro-dorsais. Com base nas médias dos valores de tensão no tubo foram calculadas as constantes do equipamento para as projeções laterais e ventro-dorsais. Com os valores das constantes determinados elaborou-se uma cartilha de técnicas radiológicas que depois foram aplicadas em outros 100 exames de tórax de pequenos animais do setor. No geral, os resultados mostraram que a dose nos animais diminuiu com o uso do espessômetro para padronização de técnica e que foi possível uma otimização preliminar de algumas técnicas utilizadas atualmente em DR.

Palavras-chave: espessômetro, otimização, qualidade da imagem, radiologia digital, radiologia veterinária, verificação de doses.

Abstract

This project aims to standardize radiations doses for chest examinations in dogs and cats performed in the radiology department of the Veterinary Hospital of the Faculty of Veterinary Medicine and Animal Science, UNESP, due to high demand and transition of the computed radiology system for the digital radiology. It also aims to optimize the new techniques in order to reduce the dose of radiation received by the animals, and so enter them in radiation protection plans and dose optimization. The study was conducted in the Diagnostic Imaging Service of the Veterinary Hospital of the Faculty of Veterinary Medicine and Animal Science, UNESP Botucatu, in a digital X-ray equipment. Initially, data were collected about the physical characteristics of animals and body thickness for each projection, being measured with patient thickness caliper and also the technique currently used in digital radiography for each one of the 159 chest X-rays. Data were grouped into a table, which contained information on the thickness and tension in tube (kV) to the respective projections, lateral-lateral or ventral-dorsal. Based on average of the tension values in the tube were calculated the constant of the equipment for the lateral and ventral-dorsal projections. With the values of the constant was prepared a booklet of radiological techniques that later were applied in other 100 chest exams of small animals in the departament. Overall, the results showed that the dose in animals decreased with the use of patient thickness caliper for standardization of the technique and it was possible preliminary optimization techniques currently used in some DR.

Keywords: patient thickness caliper, optimization, image quality, digital radiology, Veterinary radiology, dose verification.

Sumário

1.INTRODUÇÃO.....	1
2.OBJETIVOS.....	2
3. FUNDAMENTOS TEÓRICO.....	2
3.1.Breve Histórico da Radiologia Humana e Veterinária.....	2
3.2. Formação do Raio X.....	3
3.2.1. Formação da Imagem Radiológica.....	4
3.2.2. Principais Grandezas Radiológicas.....	5
3.2.3. Radiação Ionizante.....	6
3.3. Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes em pequenos animais.....	6
3.4. Controle de Qualidade em Medicina Veterinária.....	6
3.5. Sistema de Radiografia Computadorizada (CR) e Radiografia Digital(DR).....	7
3.5.1. Conversão Direta.....	8
3.5.2. Conversão Indireta.....	9
3.5.3. Vantagens e Desvantagens em Radiologia Digital.....	9
3.6. Qualidade da Imagem.....	10
3.6.1. Espessômetro e sua influência na qualidade da imagem	12
3.7. Dosiometria em Radioagnóstico.....	13
3.8. Radiologia de Tórax.....	15
3.8.1. Aplicação em Pequenos Animais.....	15
3.8.2. Técnica Radiológica	15
3.9.3. Exame Torácico.....	16
4. MATERIAL EMÉTODOS.....	18
4.1. Materiais.....	18
4.1.1. Aparelho de Raio-X Digital.....	18
4.1.2. Detector Digital.....	19
4.2. Instrumento de Coleta de Dados.....	20
4.3. Coleta de Dados.....	21
4.4. Constante do Aparelho.....	22
5. RESULTADOS EDISCUSSÃO.....	23
6.CONCLUSÃO.....	27
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	27

1. Introdução

Os raios-X começaram a ser utilizados em animais em 1896. No mesmo ano, Erbelein, um médico veterinário e professor em Berlin, começou a utilizar os raios-X como um método de diagnóstico, publicando uma radiografia do membro de um cavalo com uma exposição de 65 minutos para evidenciar uma fratura. (ZALLINGER, TEMPEL, 1998). A partir de então, a radiografia é um dos exames complementares mais importantes na rotina clínica veterinária, principalmente devido ao baixo custo e praticidade da técnica. (PINTO ET AL, 2010). Nos anos 80, o avanço tecnológico em sistemas computacionais fez com que a produção de equipamentos radiográficos passasse por um grande processo de alterações e avanços tecnológicos. Sistemas convencionais de aquisição de imagem foram sendo trocados por sistemas computadorizados e recentemente por sistemas digitais que convertem diretamente a energia dos raios-X em sinal digital (ou indiretamente, através de um material cintilador). Esta evolução dos métodos de aquisição de imagem ofereceu várias vantagens em relação aos tradicionais filmes, das quais podemos citar: melhorias na gravação, transferências, processamento e manipulação das imagens, tempo de aquisição. (CHOTAS; DOBBINS, 1999).

Há poucos estudos sobre as doses recebidas por animais que passaram por exames radiográficos. Estudos recentes apontam que a interação da radiação ionizante com tecidos biológicos e sanguíneos, podem provocar efeitos tardios, como: indução ao câncer, fibroses e danos aos vasos sanguíneos, prejuízos na fertilidade e gestações, catarata e redução no tempo de vida. Animais jovens, quando submetidos a exames radiográficos, podem apresentar malformações em alguns órgãos (TEMPEL; ZALLINGER, 1998).

Seguindo o princípio da otimização, que estabelece que as instalações e as práticas em setores que envolvem a utilização de radiação, devem ser executadas de modo que o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixas quanto às razoavelmente exequíveis, levando-se em conta os fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis (VENEZIAN, 2012). Assim, durante a realização de um exame radiográfico, diversos fatores influenciam na produção e qualidade de uma imagem radiográfica. Sendo assim, o uso do espessômetro é um dos métodos que contribuem para a qualidade da imagem a ser analisada, atuando

como uma importante ferramenta na padronização da dose de radiação aplicada para obtenção da imagem. Sem o espessômetro não é possível avaliar a real medida das espessuras do paciente para o cálculo de dose na tabela de exposição.

2. Objetivos

Acompanhar os serviços prestados no setor de radiologia veterinária e fazer uma breve revisão de literatura de radiologia de tPadronizar técnicas radiológicas dos principais exames de tórax em pequenos animais no sistema de radiologia digital. Elaborar uma tabela de técnicas de exposição, utilizando-se do espessômetro como instrumento, de modo que possa diminuir a dose de radiação decorrentes das exposições e o número de repetições de exames, contribuindo para que os serviços de radiologia digital animal se enquadrem nas normas de proteção radiológica, na parte de otimização de dose e padronização de técnica.

3. Fundamentos Teóricos

3.1 Breve História da Radiologia Humana e Veterinária

Os raios X foram descobertos em 8 de novembro de 1895 pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen. Ele observou em seus experimentos que os raios que eram emanados do tubo de Crookes tinham uma grande capacidade de atravessar materiais de diferentes espessuras. Concluiu que colocando uma peça entre o tubo e a tela, observava-se o contorno dos ossos de seus dedos que estavam sendo mostrados na tela fluorescente. Assim, notando que os raios eram parcialmente atenuados pelos ossos. No dia 22 de dezembro de 1895, Roentgen chamou sua esposa e realizou uma radiografia de sua mão. (OKUNO & YOSHIMURA, 2010; MARTINS,1998).

O uso dos raios descobertos por Roentgen espalhou-se rapidamente pelo mundo, ampliando, assim, a possibilidade de diagnosticar doenças. Daí surgiu a nova especialidade dedicada ao diagnóstico por imagem: a Radiologia (VAL, 2006). Não tardou para que Roentgen recebesse o 1º Prêmio Nobel de Física, em 1901 (CORRÊA, 2010).

Em pouco tempo a técnica descoberta passou a ser utilizadas na medicina veterinária, e em seguida, surgiram muitas aplicações médicas sofisticadas e novos equipamentos foram inventados. A descoberta dos raios-X possibilitou a visualização do interior do corpo humano e de animais, de uma forma, até então, nunca vista, resultando em grandes mudanças no campo da anatomia e fisiologia (CALDER, 2003). Assim, ocorreu uma revolução no diagnóstico e tratamento de doenças no homem e nos animais (TRAHLL; WIDMER, 2010).

3.2. Formação dos Raio X

Os raios X são formados dentro de uma estrutura de vidro ou metal sob o vácuo, que são chamadas de ampolas de raios-X. Eles são produzidos por diferença de potencial entre o catodo (parte negativa) e o anodo (parte positiva) que gera uma conversão de energia que se origina da movimentação rápida da corrente de elétrons que foi subitamente desacelerada pela colisão com o alvo (anodo), e logo após a colisão eles são projetados contra um material específico. A figura 1 ilustra um tubo de raio-X e alguns componentes citados acima:

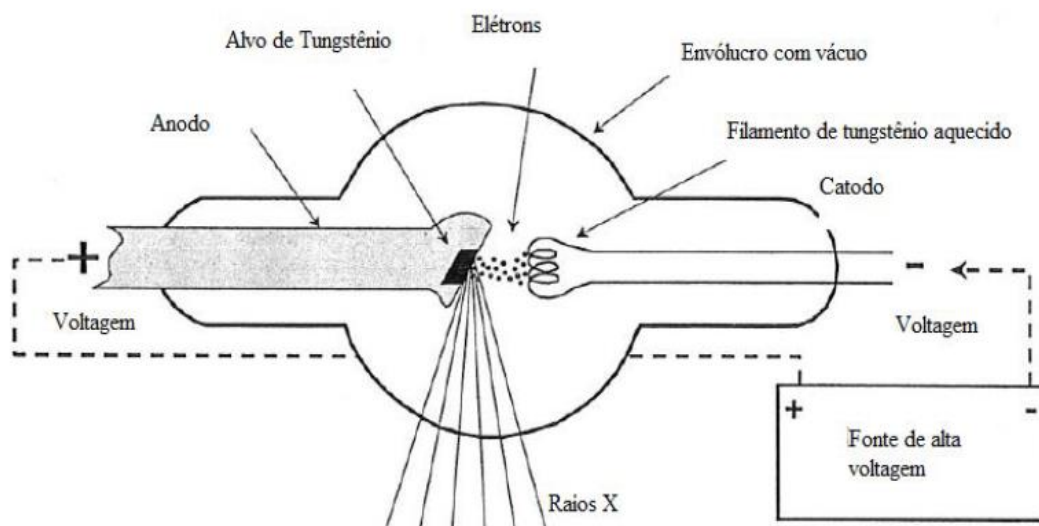


Figura 1: Os componentes necessários para produção de raios (BUSHBERG, 2002).

O choque do feixe de elétrons com o alvo (anodo) produz dois tipos de raios-X de radiação: a radiação característica e a de frenagem (Bremsstrahlung).

A radiação característica é produzida pela diferença de energias entre as duas camadas (interna e externa) da órbita de um átomo (DAMAS, 2010). Ela se forma quando os elétrons que estão carregados de energia cinética colidem com os elétrons da camada interna do átomo do anodo. Este elétron choca-se com o elétron orbital do átomo do material alvo, expulsando assim o mesmo e criando uma vacância deixando o átomo com excesso de energia. Esta condição deixa o átomo instável, uma condição que imediatamente será corrigida, com a passagem de um elétron de uma camada mais extensa para a vacância (OKUNO, 1998).

A radiação de frenagem, também chamada de radiação geral, é formada pela atração dos elétrons que foram acelerados pelo catodo e atraídos pela carga positiva dos núcleos dos átomos do metal, atravessando seus campos e sofrendo um desvio que fará com que os átomos percam velocidade e ceda sua energia cinética, transformado assim em radiação X. (VAL, 2006).

A função básica do aparelho de raios X é produzir um fluxo contínuo de elétrons a fim de gerar uma quantidade e qualidade de raios X desejados em um período determinado por segundos (SANTOS, 2008).

3.2.1. Formação da Imagem radiológica

As imagens radiográficas são obtidas pela sensibilização das diferentes áreas da película radiográfica quando exposta a radiação ionizante, logo após essa radiação penetrar o paciente e chegar até os detectores. No decorrer do percurso os fótons atravessam diferentes tipos de tecidos orgânicos de diferentes densidades, passando por interações e absorções específicas, que serão fundamentais para formação da imagem. Essas diferenças de espessuras e de número atômicos dos variados tecidos radiografados são chamadas de densidade radiográfica. (TICER, 1987).

As partes ósseas são as que mais atenuam os raios, seguidas das partes líquidas e dos gases. A parte óssea é mais radiopaca e caracteriza-se por uma tonalidade esbranquiçada enquanto a parte gasosa é mais enegrecida (radiotransparente), a parte líquida está caracterizada entre a parte mais radiopaca e a mais radiotransparente. Porém o osso não é tão denso quanto as estruturas que permitem pouca passagem de radiação, como por exemplo, os metais. Essa diferentes tonalidades, muitas vezes imperceptíveis aos olhos humanos que permitem a visualização do para o diagnóstico (THRALL, 2010; TICER, 1987).

3.2.3. Principais Grandezas Radiológicas

A intensidade do feixe de raio-X depende do número total de fótons e da energia que esses fótons transportam para o meio, portanto existem quatro grandezas que podem influenciar na intensidade do feixe, são estas: tensão do tubo, corrente do tubo, filtração e material do alvo (BITELLI, 2006).

Tensão do Tubo (KV):

Os fótons são diretamente influenciados pela energia dos elétrons que bombardeiam o alvo. Quanto maior a diferença de potencial (DDP) utilizada, maior será a probabilidade de interação do elétron com o campo nuclear, sendo assim desacelerado, propiciando uma maior produção de fótons e de maior energia média. Esta diferença de voltagem é ajustada manualmente (BITELLI, 2006; CURRY et al.1990).

Corrente do Tubo (mA):

O número de elétrons é um fator que também influencia a intensidade do tubo. Quanto maior o número de elétrons maior será o processo de interação e maior o número de fótons gerados. O miliampere é um fator que está ligado intrinsecamente ao tempo (s), todavia utiliza-se o conceito de rendimento do tubo (mAs) que quantifica a quantidade de radiação produzida pelo tempo. Os conceitos são inversamente proporcionais, quanto maior o mA menor o tempo para que no final se tenha uma quantidade de radiação por tempo proporcional. (THALL, 2010).

Filtração:

Os filtros são componentes que são utilizados para absorver os fótons de menor energia presentes no feixe o que minimiza a quantidade de fótons absorvidos pela pele, portanto modificando a intensidade (BITELLI, 2006; CURRY et al., 1990).

Material do Alvo:

A capacidade dos elétrons de perder energia cinética no processo de interação por radiação de freamento é influenciado diretamente pelo número atômico do material alvo. Quanto maior o número atômico maior a probabilidade de perder energia cinética o que proporciona maior intensidade dos fótons de raio-X. Os materiais mais

utilizados são tungstênio ($Z=74$) e o molibdênio ($Z=40$) (BITELLI, 2006; CURRY et al., 1990).

3.2.3. Radiação Ionizante

A energia que é transferida pelo espaço é chamada de radiação. Os raios x são classificados como uma radiação eletromagnética, que é a combinação dos campos elétricos e magnéticos que fluem juntos, outros exemplos de radiações eletromagnéticas são: ondas de rádio, radar micro-ondas e a luz visível (SEIBERT, 2004).

Uma radiação é considerada como ionizante, quando tem a capacidade de remover um elétron de um determinado átomo ou molécula que estão ligados por forças elétricas. O elétron que foi ejetado do átomo e o átomo resultante que é o íon positivo formam um par elétron-íon (YOSHIMURA, 2009).

3.3. Efeitos biológicos das radiações ionizantes em pequenos animais

Os raios X produzem ionização em tecidos e uma vez que 70% dos tecidos são compostos por água, uma substância muito comum que leva a formação de radicais livres quimicamente ativos. Os radicais livres induzidos por radiação são os responsáveis pela maior parte dos danos ao DNA. Dependendo do tipo de tecido, a dose de radiação pode exercer efeitos de intensidades variáveis, desde imperceptíveis a letais. Os tecidos com divisão celular ativa são os mais afetados pela radiação, como epitélio intestinal e a medula óssea, gonadal e o fetal. (THRALL, 2010).

Os animais quando expostos a uma radiação ionizante podem apresentar alterações em seu organismo, tais como: fibrose em vasos sanguíneos, diminuição do tempo de vida, infertilidade, catarata e neoplasias (câncer).

Das alterações citadas acima, a mais estudada é a indução do câncer, na qual, estudos realizados com cachorros mostram que a taxa de manifestação de câncer maligno em cães de até 2 anos de idade, que foram irradiados com doses de 0,87cGy foi três vezes maior que a população que não foi irradiada. Já no período perinatal, o estudo feito com a mesma dose, mostra que o índice de aparecimento de câncer maligno é 10 vezes maior do que nos cães não irradiados. (BENJAMIN, 1986; ZALLINGER; TEMPEL, 1998)

3.4. Controle de Qualidade em Medicina Veterinária

A exposição à radiação ionizante acarreta em riscos, quanto menor a dose menos o risco. Assim, todos os exames radiográficos podem ocasionar em dano irreversível ao paciente, como um resultado da exposição. No entanto é necessário quantificar esse risco e compará-lo com os benefícios para o paciente, como resultado da radiografia.

O principal objetivo de um programa de controle de qualidade efetivo em radiodiagnóstico veterinário é organizar técnicas que produzam imagens de alta qualidade (PINA, D.R, 2004). A otimização consiste em manter ou melhorar a qualidade das imagens radiográficas com a menor dose possível, contribuindo para proteger os pacientes, técnicos e os proprietários de exposições desnecessárias oriundas de repetidas exposições devidas a uma carta técnica inadequada, gerando imagens que não serão utilizadas para o diagnóstico.

Estes conceitos constituem um dos elementos básicos do modelo de custo-benefício para decidir-se se uma dose é razoável ou não, conceito conhecido como o princípio de ALARA (As Low As Reasonably Achievable), tão baixo quanto razoavelmente possível. Uma das maneiras de se interpretar o princípio, é que a exposição do paciente deve ser ajustada para se coletar as informações sobre a suspeita do diagnóstico exigido, e não para adquirir a melhor qualidade de imagem possível (ICRP,2004).

3.5.Sistema de Radiografia Computadorizada (CR) e Sistema de Radiografia Digital (DR)

O sistema de radiografia computadorizada foi introduzido pela Fuji em 1981, como primeiro sistema de imagem digital comercializado de radiografia computadorizada, sofrendo muitas melhorias na década de 90, sendo aceita hoje em grande escala na aplicação médica. Seus principais componentes são: tubo de raios X, lâminas de imagem; estação de trabalho e; leitor de lâmina de imagem (CORRÊA, 2010).

Na radiografia computadorizada é utilizada uma placa de fósforo, lâmina de imagem conhecida como IP (*imaging plate*), que é formada por um suporte de poliéster, uma camada de fósforo, uma camada protetora e outros componentes que variam conforme o fabricante. O IP é sensibilizado pelo feixe de raios-X que ao ser submetido à radiação libera elétrons (ERKONEN; SMITH, 2006).

Na placa de fósforo, a absorção dos raios-X se dá por meio da energia depositada pelos fótons que foram absorvidos e armazenados em cristais, fazendo que os elétrons fiquem em níveis mais elevados de energia (ALLISSON, 2013). Os cristais são estimulados pelo feixe de raio-X por um processo chamado de luminescência foto-estimulada.

Após o processo o IP é conduzido por meio de um *scanner* com o feixe de laser estimulador, pixel por pixel, sendo coletado por um filtro, o qual realiza a separação da foto-estimulação contra o espectro da luminescência. A etapa seguinte é amplificar o sinal pelo fotomultiplicador/detector. Com isso, o sinal analógico é convertido em sinal digital e armazenado no computador, o IP é apagado pela ação de uma luz fluorescente. (OLIVEIRA; LOPES, 2007).

Hoje em dia existe uma grande variedade de sistemas de aquisição de imagem digital que estão disponíveis no mercado. Os detectores digitais permitem uma implantação de arquivos totalmente digitais, facilitando a comunicação entre os meios de serviço, visto que as imagens estarão disponíveis a qualquer momento e pode ser feita entre hospitais.

O sistema de Radiografia Digital é um sistema de diagnóstico radiológico mais moderno, e é dividido em duas categorias: conversão direta e conversão indireta (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999).

3.5.1.- Conversão direta

Devido aos recentes avanços da eletrônica se desenvolveram detectores de grande capacidade de captação de raios X, assim foi possível a fabricação do TFT (Thin film transistor).

Os TFTs são dispositivos que possuem eficiência de 65% de capacidade de captar elétrons. Eles são posicionados em camadas no detector e por cima deles é colocada uma camada de fotocondutores de Selênio amorfo.

Um campo elétrico, antes da exposição, é aplicado através da camada de selênio amorfo por um eletrodo de polarização na sua superfície superior. Os raios X são absorvidos no detector, os elétrons e as “lacunas” 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 será então amplificada e quantizada com um valor

digital para cada pixel. (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN; 1999; KOTTER; LANGER, 2002)

3.5.2- Conversão Indireta

É um sistema que possui uma estrutura chamada de cintilador, que é responsável por converter fótons de raios X em fótons de luz. Após a camada cintiladora a conversão para carga elétrica poderá ser feita por dois métodos: através de um fotodiodo e posteriormente as camadas de TFT ou através de um CCD (Dispositivo de Carga Acoplada).

Com a utilização do sistema TFT, o fotodiodo captura os fótons de luz e conduz as cargas elétricas para o TFT. Utilizando o CCD ocorre uma conversão de fótons de luz assim como no fotodiodo e transformação do sinal em carga elétrica. (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999; KOTTER; LANGER, 2002).

3.5.3- Vantagens e Desvantagens em Radiologia Digital

A criação de novos sistemas de detecção de imagem e as limitações da radiografia convencional motivaram o surgimento de uma tecnologia que minimizasse algumas restrições. Alguns autores relatam que algumas vantagens da radiografia digital em relação a convencional, tais como:

- ✓ Ausência de processamento químico, não havendo necessidade de uma câmara escura ou de soluções químicas para processar o filme, sendo essas substâncias altamente poluentes para o ambiente;
- ✓ Redução de dose de exposição, sendo que o sistema digital requer entre 5% e 50% da dose necessária nas radiografias convencionais;
- ✓ Diminuição no tempo de atendimento
- ✓ Redução do numero de repetições;
- ✓ Inexistência do custo dos filmes e soluções processadoras;
- ✓ Melhor interpretação das imagens pela capacidade de ajuste do contraste e densidade;
- ✓ Fácil comunicação entre profissionais da área;
- ✓ Possibilidade da exibição da imagem para o paciente, aumento assim a confiança e credibilidade do tratamento.

- ✓ Capacidade de transmitir eletronicamente os dados para um meio de armazenamento.

- ✓ Capacidade de transmitir dados para locais remotos, para consulta, exame ou interpretação formal (RADIOLOGY, 2007).

A radiologia digital apresenta algumas limitações, como:

- ✓ Pequena perda de nitidez em relação ao filme convencional;
- ✓ Custo inicial e manutenção do equipamento são muito altos, ficando restrito a grandes centros de diagnóstico por imagem;

- ✓ A imagem digital impressa é de qualidade inferior à do monitor;

- ✓ Necessidade de computador e de monitores de alta resolução;

- ✓ Necessidade de grande capacidade de memória interna dos computadores;

- ✓ Necessidade de um treinamento específico para os profissionais da saúde;

- ✓ Possibilidade de manipulação de imagem (CANDEIRO, BRINGEL, & VALE, 2009).

3.6. Qualidade da Imagem

Para que uma imagem tenha uma interpretação radiográfica que possibilite um laudo seguro, é necessário que a radiografia tenha uma alta qualidade (NOBREGA et al., 2007). Na execução de um exame radiográfico é essencial a presença de um profissional bem treinado, que será responsável por alguns requisitos indispensáveis para uma imagem de alto padrão, como: ajustar requisitos técnicos do aparelho, preparo de substâncias de exames contrastados, práticas e técnicas de posicionamento. Alguns parâmetros técnicos são importantes para que o resultado final da imagem seja o esperado, são eles: posicionamento do paciente, técnica de exposição, fatores de revelação (no caso de sistemas analógicos), artefatos por objetos e por borramento (movimento e respiração) (BONTRAGER, 2010).

Radiografias de baixa qualidade podem induzir o médico veterinário radiologista a cometer erros de interpretação que afetarão o laudo do paciente. Alguns erros na obtenção da imagem podem produzir estruturas sobrepostas ou simplesmente causar alterações ilusórias por distorção de algumas estruturas (NOBREGA et al., 2007). O mal posicionamento do paciente, segundo alguns estudos, é um dos grandes responsáveis pela obtenção de imagens com baixa qualidade (MEZADDRI;

BÓSCOLO; ABDALLA, 2002). No setor de radiologia veterinária, a prática de imobilização requer um profissional de excelência, pois na imobilização de animais não sedados será necessária a presença de no mínimo duas pessoas para a contenção do animal e esse profissional será o responsável por ajustar o posicionamento.

Os fatores de exposição são cruciais para a qualidade da imagem radiográfica. As técnicas de exposição corretadas ajudam na não repetição das radiografias, sendo um parâmetro fundamental para otimização da dose no paciente exposto, na qualidade da imagem, no tempo de aquisição da imagem, contraste e densidade (NOBREGA et al., 2007). Entender o funcionamento do radio X e suas propriedades físicas é imprescindível para toda equipe do setor de radiologia veterinária, para que os parâmetros que alteram a imagem sejam compreendidos.

A quilovoltagem (kV) é o responsável pela penetração em estruturas, ou seja, a capacidade de um feixe de radiação ionizante atravessar corpos e estruturas de diferentes densidades (ANDRADE, 2007). A miliamperagem (mA) está diretamente ligada a quantidade de radiação X que será emitida na ampola. O foco fino ou grosso, que são de grande importância para o detalhe da imagem, são definidos pela espessura do filamento de tungstênio (BIASOLI, 2006). O ajuste correto dos dois fatores resultará em uma imagem de qualidade. A qualidade da imagem radiográfica basicamente se resume a capacidade de representar estruturas anatômicas no filme radiográfico. A radiografia que apresenta um alto padrão de qualidade traz bem representados os diferentes tecidos da região anatômica a ser estudada (BUSHONG, 2001).

A prevenção e correção de radiografias incorretas podem ser feitas pela mudança de alguns parâmetros, tanto no sistema analógico quanto no digital. Radiografias muito claras (subexpostas) ou muito escuras (hiperexpostas) são responsáveis por 73% de todas as repetições em serviços que não possuem controle de qualidade. Em setores que dispõem de espessômetro e um programa de garantia de qualidade essa porcentagem cai para 33% de repetições (VAL, 2006). A seguir algumas das causas e correções que podem ser utilizadas em sistemas digitais:

Radiografia Hiperexposta

Provável causa: kV e mAs elevados; kV elevado e mAs correto; processamento inadequado.

Correção: Compensação computacional para não repetir o experimento e usar tabela de mAs, usar espessômetro e fazer cálculos (nas próximas projeções).

Resultado: Radiografia com melhor qualidade sem repetir a projeção e uma técnica apropriada na segunda projeção se for necessária.

Radiografia Subexposta

Provável causa: kV e mAs baixos; kV minimizado e mAs correto; procedimento inadequado.

Correção: Compensação computacional; não repetir procedimento.

Resultado: Radiografia com qualidade sem a segunda exposição (BONTRAGER, 2003).

3.6.1. Espessômetro e influências na qualidade da imagem.

O Espessômetro é uma ferramenta conhecida como paquímetro, que na radiologia serve para medir o paciente e ter uma ideia da massa de tecido que será irradiado no tratamento (VAL, 2006). O instrumento deve ser utilizado antes de qualquer exame radiológico convencional ou contrastado, a fim de realizar a medição e o posterior cálculo de técnica radiológica que ser empregado no tratamento (OLIVEIRA, 2002).

Esse acessório conforme Oliveira (2002) é um instrumento que serve para que o Tecnólogo ou Técnico em Radiologia tenha como referência, a espessura da estrutura que será radiografada para que então, possa utilizar uma tabela de exposição. Inclusos nesta, a tensão, a corrente e o tempo de exposição que o paciente será submetido para a realização de tal exame. Resumindo serve para medir a espessura da parte a ser radiografada. Esta medida é retirada normalmente no ponto por onde passa o raio central na estrutura.

O espessômetro (figura 2) é geralmente feito de alumínio inox, e é composto por 3 partes: a base (1), a régua (2) e o ponteiro (3). A régua está dividida em duas partes: interna e externa. A parte interna deve estar em contato com o paciente e é na parte externa onde é registrada a medição. A régua está perpendicular à base e ao ponteiro do espessômetro. Mede cerca de 40 centímetros (NEVES, 2007).

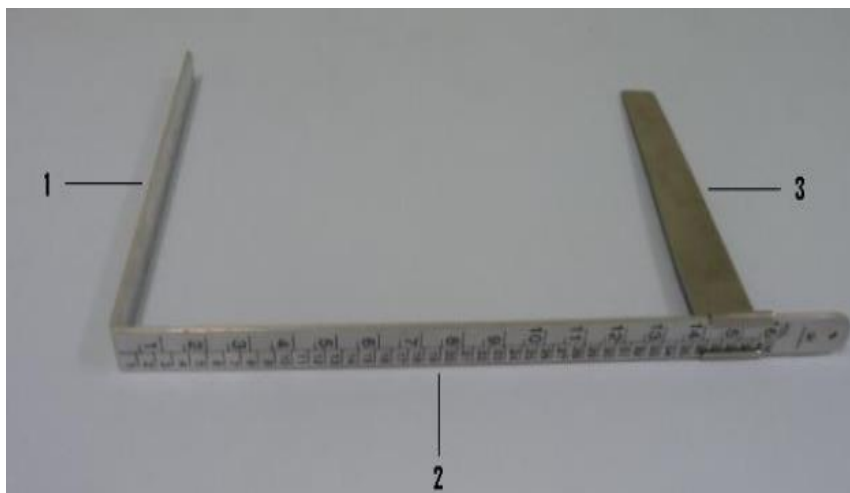


Figura 2 – Espessômetro. 1- Base. 2 – Régua. 3- Ponteiro.

É usual que o espessômetro esteja sempre próximo ao profissional para auxiliar a medição da espessura da estrutura que será radiografada, o que irá determinar a tensão a ser aplicada. Para a padronização da técnica com a utilização do espessômetro é preciso que os critérios sejam rigorosamente respeitados por todos os profissionais do setor. Estes devem perceber que a probabilidade de erro de dose, de investimento e de tempo gasto será reduzido (OLIVEIRA, 2002). Alguns técnicos não dão a devida importância ao seu uso e o substituem pelo nem sempre confiável “olhômetro”. O espessômetro só deve ser dispensado nas instalações que dispõem de exposição automática ou com o uso de kV fixa.

É importante definir com a equipe do setor de radiologia os pontos de incidência do raio central em cada exame, o que pode evitar alguns problemas de erro no cálculo da tensão aplicada, assim diminuindo o percentual de rejeito. O ponto do raio central é estabelecido de acordo com a estrutura que será radiografada, utilizando o meio da estrutura e sua parte com maior espessura. (BERLEZE, 200).

O uso do espessômetro no setor de radiologia é de extrema importância, pois aperfeiçoa o serviço, isto é, o tempo de realização dos exames será minimizado, e assim reduzirá o percentual de rejeito, além da probabilidade de repetição da radiografia por erro de dose diminuir evidentemente ajudando o serviço (OLIVEIRA, 2002).

3.7. Dosimetria em Radiologia Veterinária

Um guia para o desenvolvimento de um programa efetivo de segurança radiológica e recomendações para utilização de equipamentos radiográficos se encontra na norma NCRP Report nº 148. Estas recomendações são designadas para alcançar alguns objetivos específicos em radioproteção, dos quais: prevenir a ocorrência de danos significativos causados pela radiação e diminuir riscos de efeitos estocásticos (probabilidade de aparecimento aumenta com a dose), tais como câncer e efeitos genéticos. Alguns cuidados podem ser tomados para que a exposição dos indivíduos seja controlada e limitada, são esses: aumento da distância entre paciente e fonte; redução do tempo de exposição e utilização de barreiras protetoras (blindagem) entre o indivíduo e a fonte (NCRP, 2004).

Todos os trabalhadores devem ser devidamente treinados e receber monitoração individual. Os riscos desses indivíduos expostos a radiação dentro dos limites de dose recomendados é considerado muito pequeno; porém, o risco aumenta de acordo com a dose de radiação recebida (NCRP Report 148, 2004).

No Brasil e no exterior a dosimetria animal é pouco explorada, existindo poucos trabalhos publicados na área. A medida de dose em animais domésticos foi avaliada na ordem de mGy para exames específicos de tórax (VENEZIAN,2010). Embora as normas e medidas de radioproteção sejam designadas para humanos, os fundamentos e elementos contidos nas normas de proteção radiológica da NCRP podem ser transpassados para os animais domésticos para que possam ser utilizados nas práticas de radiologia e oncologia veterinária.

Uma área de grande importância é o estudo de proteção radiológica de trabalhadores, auxiliares e indivíduos do público (proprietários). Na Alemanha, alguns estudos recentes, mostram que os trabalhadores da área não apresentam uma dose expressiva (SEIFERT et al., 2007; SEIFERT et al., 2008). Estudos do hospital veterinário de UNAM no México, onde dosímetros foram colocados em pontos da sala de procedimento, demonstram que em inúmeros pontos a dose ficou dentro do valor aceitável do BG. Porém, trabalhadores e estagiários tem usados dosímetros que mostraram valores de dose acima dos permitidos (HERNANDEZ- RUIZ et AL., 2012).

Segundo o IBGE, o Brasil é o quarto país em número de animais de estimação e o segundo em numero de cães, gatos e aves canoras e ornamentais. O faturamento do mercado PET teve um crescimento de 7,8% entre 2014 e 2015. Entretanto, a área de pesquisa no que se diz a respeito da dosimetria e proteção radiológica desses animais é ainda muito pobre. Por isso esse trabalho teve por objetivo

a otimização nas doses em pequenos animais submetidos a exames radiográficos de tórax.

3.8. Radiologia de Tórax

3.8.1. Aplicação em Pequenos animais

O exame radiográfico realizado na prática veterinária é de extrema importância, principalmente para a região do tórax. A avaliação das doenças torácicas baseia-se, sobretudo no diagnóstico por imagem. Através do laudo do radiologista, as imagens produzidas podem confirmar ou refutar um diagnóstico, pois informações importantes sobre os principais problemas médicos, tais quais, a detecção de lesões, a determinação da extensão e localização da lesão, doenças e afecções concomitantes, a avaliação da doença ou a resposta ao tratamento, ou também, a seleção de procedimentos alternativos, são muitas vezes obtidas a partir de um exame radiográfico do tórax (BERRY;GRAHAM;THRALL,2010;BURK;FEENEY,2003;CHANG et al.,2012).

3.8.2. Técnica Radiológica

As técnicas radiológicas são muito importantes para obtenção de uma imagem ideal para um diagnóstico de qualidade, pois quando são utilizadas adequadamente, consegue uma imagem sem a necessidade de repetições, o que diminui a exposição do paciente a radiação.

A radiografia que apresenta um alto padrão de qualidade representa bem os diferentes tipos de tecido da parte anatômica a ser estudada (BUSHONG, 2001). Compreendendo as características estruturais anatômicas da região do tórax sabemos que existe a presença de ar no pulmão o que reflete em uma imagem radiográfica de alto contraste. Portanto espera-se que todo padrão vascular do pulmão seja reproduzidos e também possíveis alterações que envolvam a região (PINTO et al., 2010).

A familiaridade com os princípios básicos de fundamentação radiológica são requisitos básicos para equipe do setor de radiologia. Os posicionamentos corretos, fatores de exposição, técnica, uso de grade e outras ferramentas, todos exercem influencia direta no resultado final de uma imagem. Um bom protocolo técnico é essencial para obter resultados consistentes, uma vez, sendo muito arriscado o laudo de

uma radiografia que não respeitem os parâmetros de qualidade. (KEALY; GRAHAM; MCALLISTER, 2011).

As radiografias de tórax, quando mal realizadas pode produzir imagens irreais, que sobreponham estruturas e podem criar um falso diagnóstico. O exame é produzido no mínimo por duas projeções, e deve ser realizado sempre na pausa da respiração para realçar o detalhe das estruturas e do parênquima pulmonar (FRASER; PARÉ, 1970). Um bom posicionamento evita artefatos na imagem que podem produzir uma interpretação diagnóstica errônea.

A densidade e o contraste radiológico são alguns parâmetros cruciais para obtenção de uma boa imagem, e são obtidos através do ajuste ideal da corrente do filamento (mA) e da tensão do tubo (kV). 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.

Depois de estabelecido o uso da técnica com o valor de miliamperagem-segundo para o paciente, deve ser empregado a mais alta miliamperagem e o tempo mais rápido para minimizar os artefatos de movimento respiratório, que geram borramento da imagem.

Os colimadores limitam a área de exposição do raio-X, o que limita a dose a ser recebida pelo paciente e reduz a radiação espalhada. Uma radiografia tecnicamente adequada deve colimar o feixe entre a região que vai desde a entrada do tórax, a partir de dois centímetros cranial até a primeira costela e até um ponto imediatamente caudal à primeira vértebra lombar. O foco central do feixe de raio-X deve estar no quinto espaço intercostal (TICER, 1987).

A interpretação radiográfica torácica correta esta intimamente ligada aos processamentos técnicos e posicionais excelentes e não apenas aceitáveis (BURK; FEENEY, 2003).

3.8.3. Exame torácico

O exame torácico é composto por no mínimo duas projeções: incidências latero-lateral direita ou esquerda (LLE E LLD), sendo aplicadas de acordo com o decúbito do paciente e a respectiva suspeita do exame e as incidências ventro-dorsal (VD) e dorso-ventral (DV), que descreve o ponto de entrada e saída do feixe do raio-X.

Na incidência latero-lateral direita ou esquerda o paciente deverá ser posicionado em decúbito lateral direito ou esquerdo, com 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 da inspiração, como na figura a seguir: (HAN; HURD, 2007).

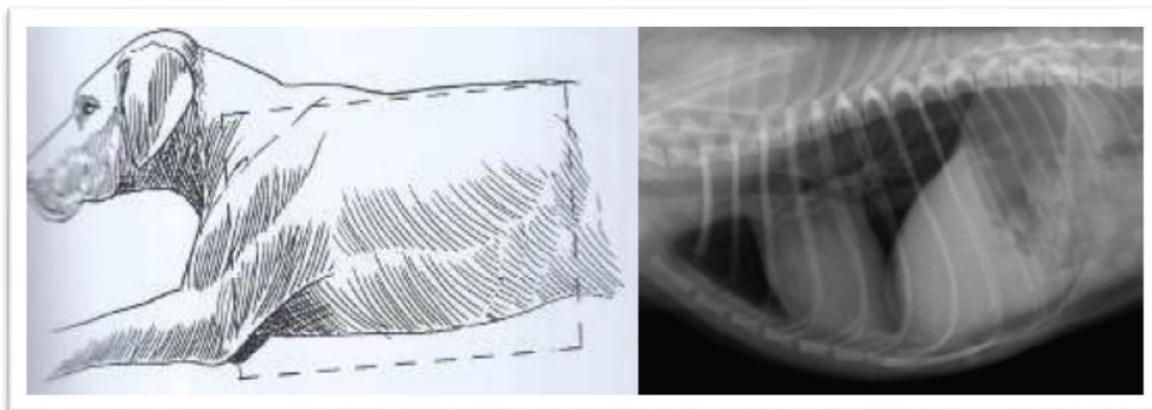


Figura 3- Incidência latero- lateral e respectiva imagem radiográfica (DRUMOND, 2012).

Na incidência Ventro-dorsal, o paciente deverá ser 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 última 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 na figura a seguir: (HAN;HURD, 2007).

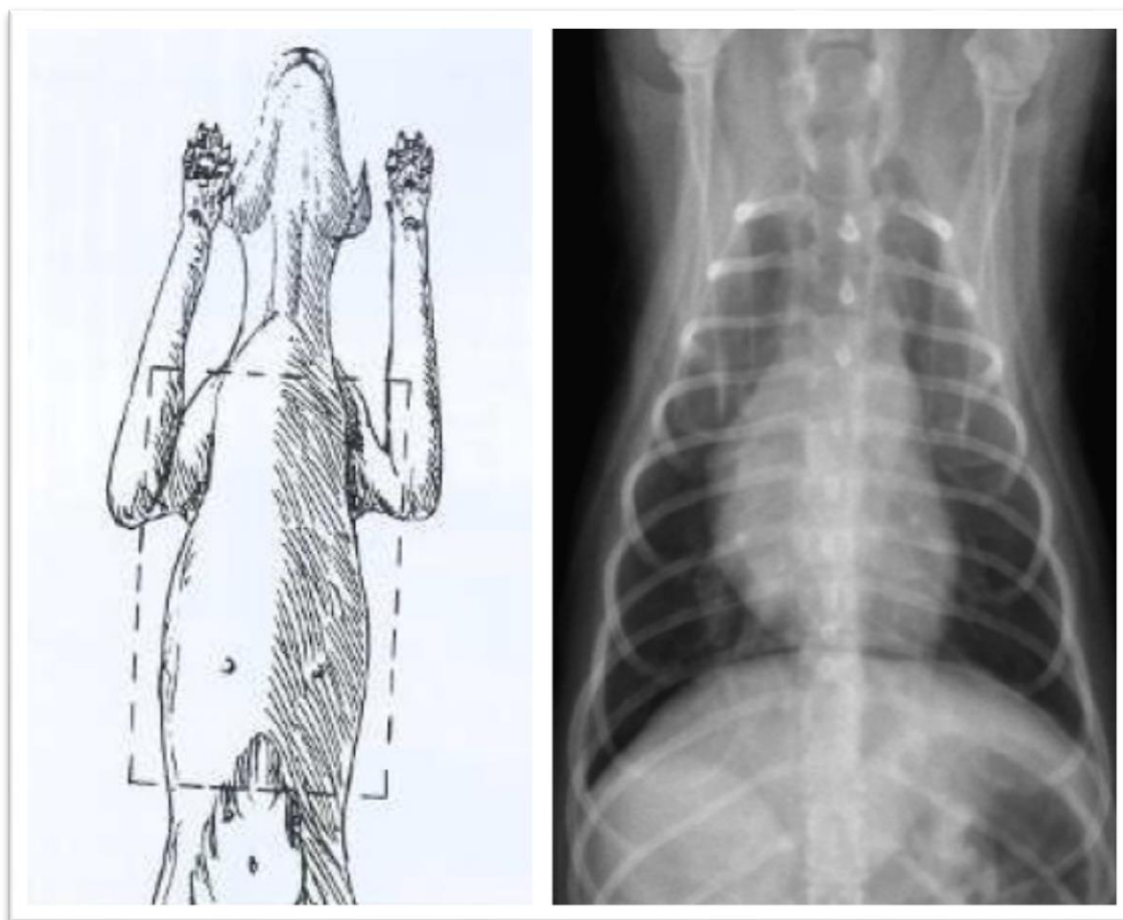


Figura 4: Incidência ventro-dorsal e respectiva imagem radiográfica (DRUMOND, 2012).

4. Materiais e métodos

4.1. Materiais

Os materiais utilizados foram disponibilizados pelo setor de radiologia veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP de Botucatu.

4.1.1. Aparelho de Raio-X

O aparelho de Raio-X utilizado é o Optima XR220, com uso exclusivo veterinário da marca GE Medical Systems, modelo GTC14424PA-2.



Figura 5: Aparelho de raio-X Digital.

4.1.2. Detector Digital de Raio-X

O aparelho detector de raio X usado foi o Detector da marca GE Medical Systems integrado, com painel formado por um circuito interno de filme fino de silício amorfo em um substrato de vidro com um revestimento cintilador de iodeto de céscio.

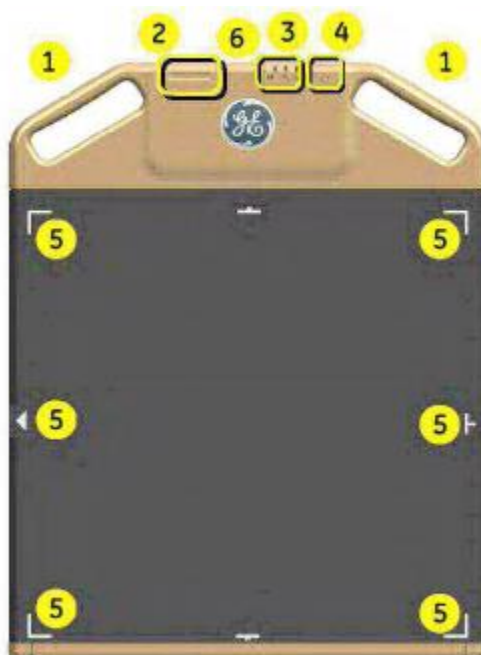


Figura 6: Parte frontal do Detector Digital (MANUAL GE, 2010).

Item	Descrição
1	Alças
2	Bateria
3	Luzes indicadoras
4	Botão Off/Wake UP (desligar/despertar) - Para despertar o detector digital, basta pressionar este botão por cerca de um segundo. Após despertá-lo, o detector e sistema podem levar dez segundos para estabelecer a comunicação sem fio.
5	Área ativa visível do detector (área de imagens dentro das marcas brancas) - A seta representa a orientação Cabeça para cima
6	Antena (dentro do detector) e centro do detector para posicionamento

Tabela 1: Parte frontal do detector (MANUAL GE, 2010).

4.2. Instrumentos de coleta de dados

Para aquisição de dados, foram utilizados instrumentos de medida como: espessômetro de alumínio e trena do próprio aparelho de raio-X.

4.3. Coleta de dados

O projeto foi realizado no setor de radiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu. Na primeira parte do experimento foram acompanhados 159 animais entre cães e gatos do dia dez de agosto até o dia 23 no novembro de 2015, que foram submetidos a exames radiográficos de tórax no sistema de aquisição digital de imagens. A maioria das imagens radiográficas de tórax foi obtida nas incidências lateto-lateral e ventro-dorsal. As medidas das

espessuras respectivas ao posicionamento tomado foram realizadas em posição anatômica. Nesta posição, o animal deve estar com os quatro membros estendidos firmemente sobre o solo, pescoço erguido formando um ângulo de 145° com o dorso, narinas voltadas para frente, orelhas em pé e olhar para o horizonte. Utilizando como parâmetro de medida um plano transverso, em que a medida da posição ventro-dorsal seria feita com base no processo xifoide e a latero-lateral na parte caudal da escápula.

Os valores de kV foram anotados para cada exposição com distância foco-filme de 1 metro. Foi utilizado 4 mAs como parâmetro fixo de miliamperagem que foi obtido por residentes, como método de padronizar a dose recebida. O DEI (Detector Exposure Index- Índice de Exposição do Detector) foi o fator avaliado para delimitar superexposição ou subexposição de técnica radiológica. Ele fornece um indicador visual (FIGURA 8) ao usuário para mostrar a quantidade de exposição recebida pelo detector em uma determinada imagem. O DEI estima a dose que atingiu o receptor e compara com a dose esperada para a anatomia, para os exames torácicos os valores de DEI considerados ideais são os que ficam entre 0,26 e 0,78.



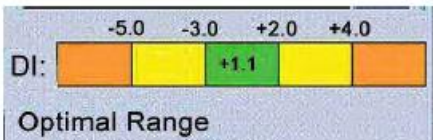
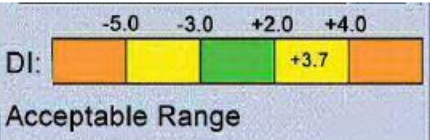
Exibição	Descrição
	<ul style="list-style-type: none"> ■ DI baixo = Imagens subexpostas
	<ul style="list-style-type: none"> ■ DI aceitável = Imagens expostas com algum grau de subexposição
	<ul style="list-style-type: none"> ■ DI bom = Imagens expostas corretamente
	<ul style="list-style-type: none"> ■ DI aceitável = Imagens expostas com algum grau de superexposição

Figura 7: Exemplo de Indicador Visual DEI (MANUAL GE, 2010).

Outras informações como o peso, idade, RG e suspeita, também foram especificadas, para facilitar a triagem de dados. A seguir o modelo de tabela utilizado na primeira parte do experimento:

Nome	RG	Idade	P e s o	Suspeita	Espessura Latero- lateral	Espessura Ventre- Dorsal	KV-DEI (Lateral direita)	KV-DEI (Lateral esquerda)	KV-DEI (Ventre Dorsal)

Tabela 2: Modelo de tabela para recolhimento de dados na primeira parte do experimento.

4.4. Constante do Aparelho

Na segunda parte do experimento foram calculados os valores da constante C do equipamento, que foi extraída da seguinte fórmula:

$$C = kV - 2 \times E \quad \text{Equação 1}$$

Em que C representa a constante do aparelho, o kV a quilovoltagem e E a espessura da parte radiografada (SANTOS, 2008). Os dados das novas constantes relativas às respectivas projeções foram agrupados em uma nova tabela, ilustrada a seguir:

Nome	RG	K (Lateral Direita)	K(Ventre-dorsal)

Tabela 3: Constantes do sistema de aquisição de imagem digital resultantes da aplicação da equação 1.

A partir dos dados obtidos foram feitas as médias aritméticas dos valores das constantes para cada projeção. Na terceira parte do experimento os valores de kV foram testados em 100 exames radiográficos de cães e gatos do dia 23 de novembro de 2015 até o dia 28 de janeiro de 2016, tomando como base os mesmos procedimentos da primeira etapa, como única diferença que o valor do kV selecionado no monitor foi gerado aplicando-se a fórmula:

$$KV = E \times 2 + C \quad \text{Equação 2}$$

5. Resultados e discussão

A partir da análise dos dados verificou-se que as espessuras nas posições laterais variaram de 6 cm até 25 cm e nas posições verticais de 7cm até 33cm. A grande variação de espessuras mostra uma pluralidade de padrões anatômicos, que é devido a grande diversidade de raças de cães e gatos.

Os novos valores das constantes foram calculados através da média de todos os valores obtidos em cada projeção. Para as projeções latero-laterais a constante k teve valor de 33,97 e para projeção ventro-dorsal o valor de 29,78, os valores foram aproximados para 34 e 30 respectivamente, pelo fato do equipamento apenas aceitar valores inteiros. Verificamos na tabela a seguir os novos valores de kV calculados para cada espessura, aplicando as novas constantes na equação 2

Espessura	KV- Lateral Direita	KV- Ventro Dorsal
5 cm	44	40
6 cm	46	42
7 cm	48	44
8 cm	50	46
9 cm	52	48
10 cm	54	50
11 cm	56	52
12 cm	58	54
13 cm	60	56
14 cm	62	58
15 cm	64	60
16 cm	66	62
17 cm	68	64
18 cm	70	66
19 cm	72	68
20 cm	74	70
21 cm	76	72
22 cm	78	74
23 cm	80	76
24 cm	82	78
25 cm	84	80
26 cm	86	82
27 cm	88	84
26 cm	90	86
29 cm	92	88
30 cm	94	90
31 cm	96	92
32 cm	98	94
33 cm	100	96

Tabela 4: Tabela de padronização de técnica com valores de kV.

Durante o posicionamento da projeção ventro-dorsal foi usado uma calha de 7 cm de espessura que tem por objetivo deixar o animal em uma posição anatômica ideal para obtenção do exame. Usamos a soma de 3 kV na projeção ventro-dorsal para animais que possuíam uma diferença pequena entre as espessuras na latero- lateral e ventro-dorsal. Os valores de kV na posição ventro-dorsal devem sempre ser superiores ou iguais aos valores de kV na posição latero-lateral, já que devido ao uso da calha a espessura total atravessada pelo feixe de fótons ser maior que na lateral. A soma de 3 kV foi um valor experimental obtido pelo grande número de exames do setor e é justificada por uma maior espessura pelo acréscimo da calha. Observamos no exemplo a seguir os valores de kV retirados da tabela e aplicados em um exame de tórax canino:

Nome	RG	Idade (anos)	Peso	Suspeita	Espessura Lateral	Espessura Vertical	kV- LLD/ DEI	Kv- VD/ DEI
Maila	118360	13	9 kg	Pneumonia	13	15	60- 0,45	60- 0,27

Tabela 5: Exame de tórax sem adição de 3 kV na projeção ventro-dorsal.

O valor do kV na posição ventro-dorsal, segundo a tabela, seria inferior ao valor na posição latero-lateral. Como na posição ventro-dorsal ocorre um adicional de 7 cm de espessura da calha, esse exame poderia sofrer uma subexposição, tendo valores de DEI menores que 0,28 que seria o valor mínimo de dose para uma imagem com uma boa qualidade. Portanto nesses casos adicionamos 3 kV para obtermos um exame com uma melhor qualidade de imagem. No exemplo a seguir adicionamos 3 kV na posição ventro-dorsal.

Nome	RG	Idade (anos)	Peso	Suspeita	Espessura Lateral	Espessura Vertical	kV- LLD	Kv- VD
Maila	118360	13	9 kg	Pneumonia	13	15	60	63- 0,51

Tabela 6: Exame de tórax com adição de 3 kV na projeção ventro-dorsal.

Na terceira parte do experimento todos os procedimentos foram repetidos e os valores de kV foram retirados da tabela de acordo com a espessura de determinada parte do animal. O DEI novamente foi o parâmetro avaliado para determinar superexposição ou subexposição de técnica radiológica. Depois de realizadas todas as novas medidas

foram comparados os valores de DEI da primeira parte do experimento com o da terceira parte, a fim de definir se a utilização do espessômetro e as novas constantes eram fidedignas.

Foram feitos 100 exames na terceira parte do experimento, a fim de testar às novas constantes aplicadas as respectivas espessuras. O modelo da tabela foi o mesmo da primeira parte do experimento, tendo como única diferença que os valores de kV não eram mais obtidos pelo “olhomêtro”.

Observamos que em comparação a primeira parte do experimento nenhum dos exames ultrapassou o máximo de 0,78 para superexposição de dose e nem o mínimo de 0,28 para subexposição. Enquanto na primeira parte tivemos 15 exames com superexposição na projeção latero-lateral, sendo 8,8% dos exames realizados e 7 exames com superexposição na projeção ventro-dorsal, sendo 4,11% dos exames realizados. A diminuição de erros de técnica na posição ventro-dorsal se deve a correção da técnica realizada na primeira projeção, no caso a latero-lateral.

Foi calculado a média aritmética dos DEI's da primeira parte nas projeções latero-lateral direita e ventro-dorsal, resultando nos valores de 0,94 e 0,49. A média do DEI na projeção lateral ultrapassa o limite para superexposição do equipamento. Na terceira parte do experimento as médias do DEI na projeção lateral foi de 0,45 e da incidência ventro-dorsal de 0,41, ficando ambos dentro do valor aceito pelo equipamento, sendo assim um exame com dose aceitável. Os gráficos a seguir demonstram tais variações:

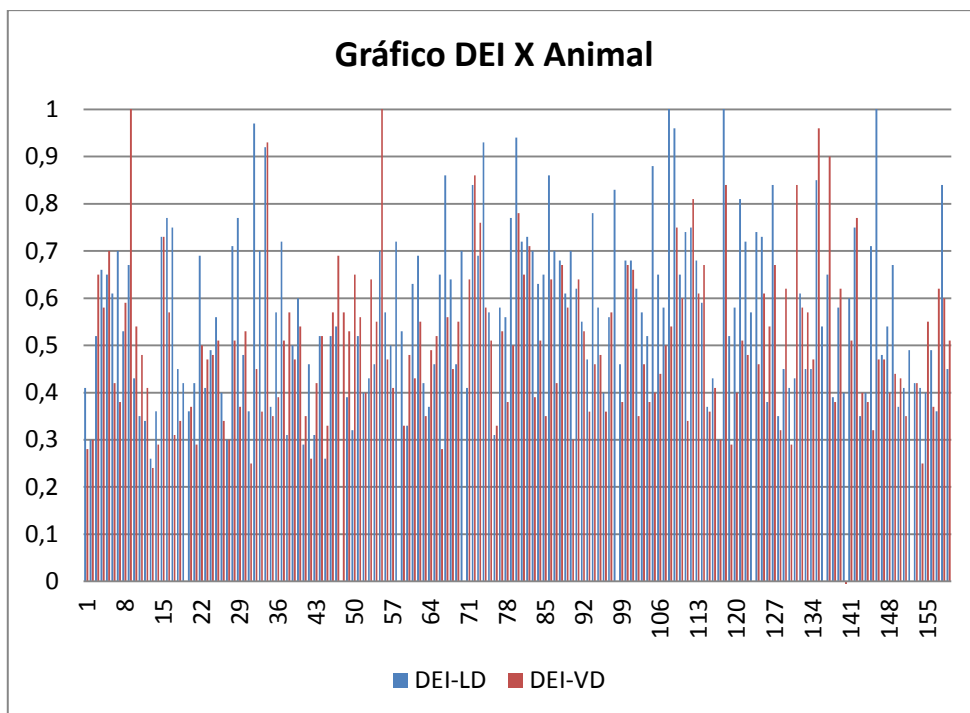


Figura 8: Gráfico da variação dos valores de DEI por amostra nas projeções latero-lateral e ventro-dorsal sem a utilização do espessômetro e da tabela de padronização de técnica.

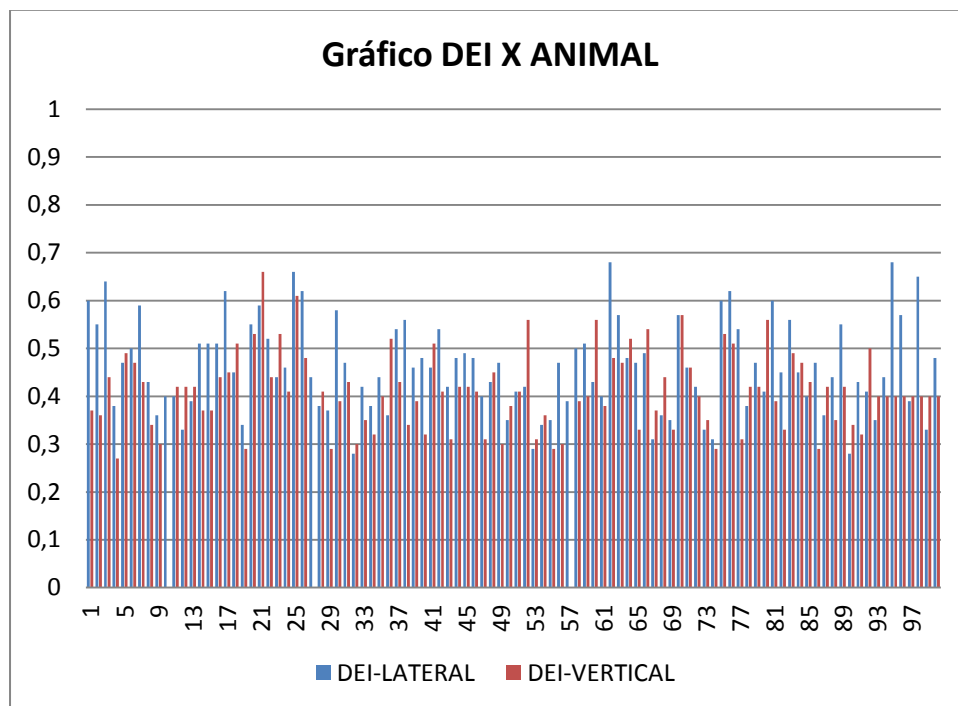


Figura 9: Gráfico da variação dos valores de DEI por amostra nas projeções latero-lateral e ventro-dorsal com a utilização do espessômetro e da tabela de padronização de técnica.

6. Conclusão

Com a utilização do espessômetro e cartilha de técnicas também foi possível otimizar o tempo dos exames e reduzir o desgaste do aparelho pois diminui-se o número de repetições de exposições para exames com radiografias subexpostas ou superexpostas. Também podemos concluir que reduzindo o número de exames repetidos também reduzimos a dose nos indivíduos ocupacionalmente expostos e nos proprietários dos animais que ajudam na contenção dos mesmos. As tabelas obtidas sem o uso do espessômetro e com técnicas de exposição aleatórias alertam que é necessária uma implantação de um programa de garantia de qualidade e padronização de técnica, já que este leva a menores doses e evitando diagnósticos equivocados e uma imagem radiográfica de melhor qualidade.

Referências

ALLISON, J. D. Physics of Full Field Digital Mammography (FFFM). <http://www.radiology.georgiahealth.edu>. Acesso em: 02 de dezembro de 2013.

ANDRADE, P. S. S. Elaboração de um procedimento para controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico odontológico. 2007. 69 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de pesquisas energéticas e nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

BENJAMIN, AS ;LEE ,AC ;ANGLENTON ,GM ; SAUNDERS et al. Neoplasm in Young dogs after perinatal irradiation. **Journal Nation Cancer Institute**. V.77,p.563-570, 1986.

BERLEZE, Christiano. Controle de qualidade no setor de radiologia convencional através da padronização dos procedimentos operacionais. 2000. 93 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Curso de Tecnologia em Radiologia, Ulbra, Canoas, 2000.

BERRY, C. R.; GRAHAM, J. P.; THRALL, D. E. Paradigmas de interpretação para o tórax de pequenos animais. In: THRALL, D. E. **Diagnóstico de radiologia veterinária**. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. p. 462-85.

BITELLI, T.(2006). **Física e dosimetria das radiações**. São Paulo: Atheneu.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnicas radiológica e base anatômica**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 840p.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnicas radiológicas**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. p. 15-65.

BURK, R. L.; FEENEY, D. A. **Small animal radiology and ultrasonography**. St. Louis, 2003.

BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos**. Rio de Janeiro: Elsevier. 2001. 710p.

Candeiro, G. T., Bringel, A. d., & Vale, I. S. (Julho/Dezembro de 2009). Radiologia Digital: Revisão de Literatura. Revista Odontológica de Araçatuba.

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**, v10,p.595-599, 1999.

CORRÊA, M. B. R. Radiologia. São Paulo SP,. DCL, 2010.

CURRY, T. S., DOWDEY, J. E., & MURRY, R. C. (1990). **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. Williams & Wikins.

ERKONEN, W. E.; SMITH, W. L. Radiologia 101 – **Bases e Fundamentos**. 2.ed. Tijuca, RJ. Livraria e Editora Reninter Ltda, 2006.

HAN, C. Artefatos radiográficos. In: HAN, C. M.; CHERYL, D. H. **Diagnóstico por imagem para a prática veterinária**. São Paulo: Roca, 2007a. p. 49-53.

HAN, C. Obtenção de qualidade radiográfica. In: HAN, C. M.; CHERYL, D. H. **Diagnóstico por imagem para a prática veterinária**. São Paulo: Roca, 2007b. p. 10-20.

HERNÁNDEZ-RUIZ, L., JIMENEZ-FLORES, Y., RIVERAMONTALVO, T., ARIAS-CISNEROS, L., & MÉNDEZ-AGUILAR, R. E (2012). Thermoluminescent Dosimetry in Veterinary Diagnostic Radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, PP. 71 p 44-47.

KEALY, J. K.; GRAHAM, J. P.; MCALLISTER, H. **The radiology in diagnostic radiology and ultrasonography of the dog and cat**. 5. ed. United States of America: Elsevier Saunders, 2011b. p. 1-18.

KEALY, J. K., GRAHAM, J.P.; MCALLISTER, H. **The thorax In Diagnostic Radiology and Ultrasonography of the Dog and Cat**. 5. ed. United States of America: Elsevier Saunders, 2011a. p. 199-349.

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

MARTINS, R.D. (1998). A descoberta dos raios X: O primeiro comunicado de Rontgen. **Revista Brasileira do Ensino de Física**, PP.vol.20 no. 4, pag 373-390.

MEZADDRI, A. C.; BÓSCOLO, F. N.; ABDALLA, C. M. Garantia de qualidade em radiologia. **RGO**, v. 50, n. 4, p. 204-6, 2002.

MONNIER, Jean Pierre; TUBIANA, J. M. **Manual de Diagnóstico Radiológico**. 5^a Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. 478 p.

NCRP Report 148.(2004). *Radiation protection in veterinary medicine*. National Council on Radiation Protection and Measurements Bethesda.

NEVES, F. G. P. A importância do uso do espessômetro no setor de radiologia e diagnóstico por imagem. 2007. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Curso de Tecnologia em Radiologia. Florianópolis, SC, 2007.

NOBREGA, A. I. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 2. ed. São Caetano: Difusão Ed., 2007.

OLIVEIRA, Leticia Machado De. **Técnica De Utilização Do Espessômetro**. 2002. 125 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Curso de Tecnologia em Radiologia, Ulbra, Canoas, 2002.

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, 2007.

OKUNO, E., & YOSHIMURA, E. M. (2010). **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos.

OKUNO, E. Radiação – Efeitos, riscos e benefícios. São Paulo, SP. Ed. Harbra, 1998.
PINA, D.R.; et al. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. **Physics in Medicine and Biology**, v.49, p.N215-N226, 2004.

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,n1,p. 67-70.2010.

Pisco, J. M., & Sousa, L. A. (1999). Noções Fundamentais de Imagiologia. Lisboa-Porto-Coimbra: Lidel. Radiology, A. C. (2007). Practice Guidelines for Digital radiography.

SANTOS, G. C. dos. Manual de Radiologia: Fundamentos e Técnicas. São Caetano do Sul, SP. Yendis Editora, 2008.

SEIFERT, H., LUPKE., NIEHAUS, H., & MEYER-LINDENBERG. (2008). **A radiation exposure of the staff during standardised radiography of dogs and cats.** *Berliner und Munchener Tierarztliche Wochenschrift*, PP.v.121,n.5-6,p.228-238.

SEIBERT, J. Anthony. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part1: basic principles of x-ray production. **Journal of Nuclear Medicine Technology** v.32,p.139-147,2004.

SEIBERT, J. Andhony. 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.

THRALL, D. E.; WIDMER, W. R. Física da radiologia diagnóstica, radioproteção e teoria da câmara escura. In: THRALL, D. E. **Diagnóstico de radiologia veterinária**. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. p. 2-21

THRALL, DONALD E. **Text book of veterinary diagnostic radiology**. St Louis. Elsevier. 2010.

TICER J. W. Técnica radiográfica de tórax. **Técnicas radiológicas na pratica veterinária**. 2. ed. São Paulo: Roca, 1987a. p. 287-327.

VAL, F. L. do. Manual de Técnica Radiográfica. Barueri, SP. Ed. Manole, 2006.

VENEZIANI.G.R. Avaliação das doses resultantes de procedimentos radiodiagnósticos realizados em medicina veterinária e avaliação das doses secundárias de radiação espalhada no corpo clínico e nos proprietários dos animais.p.8-10,2012.

YOSHIMURA, ELIZABETH MATEUS. Física das radiações: interações 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 & Ultrasound**, vol.39,n.6,p.495-503,1998.