



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"**

CAMILA SOUZA MELO

**ESTUDO DE DOSES E OTIMIZAÇÃO DE CARTA TÉCNICA NA
TRANSIÇÃO DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL PARA
COMPUTACIONAL EM DIAGNÓSTICOS VETERINÁRIOS.**

Botucatu

2009

CAMILA SOUZA MELO

**ESTUDO DE DOSES E OTIMIZAÇÃO DE CARTA TÉCNICA NA
TRANSIÇÃO DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL PARA
COMPUTACIONAL EM DIAGNÓSTICOS VETERINÁRIOS.**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Tânia Aparecida Correia Furquim

Supervisor: José Ricardo de Arruda Miranda

Botucatu

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Melo, Camila Souza.

Estudo de doses e otimização de carta técnica na transição de radiologia convencional para computacional em diagnósticos veterinários/ Camila Souza Melo. - Botucatu [s.n], 2009.

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

Orientadora: Tânia Aparecida Correia Furquim

1. Diagnóstico por imagem - Qualidade 2. Radiologia veterinária 3. Física médica

Palavras-chave: Otimização; Qualidade da imagem; Radiologia computadorizada; Radiologia veterinária; Verificação de doses

AGRADECIMENTOS

À Deus,
pelo dom da vida e sua vigilância incansável.

A equipe do IEE (Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP),
Tânia, Denise, Givaldo, Ricardo, Clarice, Lucas, Leandro e Fernanda pelos ensinamentos e puxões de orelha ao longo deste ano que me fizeram crescer muito profissionalmente, e pelo ambiente de trabalho agradável que vocês proporcionam, o que tornou meu estágio além de rico em conteúdo, muito prazeroso. Em especial, a Dra. Tânia A. C. Furquim pela oportunidade de vivenciar o trabalho de sua equipe e me orientar nesta monografia.

A equipe de radiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP,
Kátia, Juliana, Benjamin, Hugo, Silvana e Reginaldo por terem a paciência de deixar eu acompanhar sua rotina de serviço e disponibilizarem sua carta técnica para estudo. Em especial a Ana Carolina, professora responsável pelo setor de radiologia, por permitir o acesso ao Hospital e utilização do equipamento para testes. Além de sua ajuda em conceitos de Radiologia Veterinária.

Às alunas de iniciação científica da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootécnica da USP,
Nayara e Andréia por disponibilizarem dados de seu trabalho e ajudarem nos testes realizados para este projeto.

A equipe do Laboratório de Bioeletromagnetismo – UNESP Botucatu,
José Ricardo, Luciana, William, Madileine, Murilo, Fabiano, Giovana e Paulo por todo o acompanhamento, conselhos e ajuda durante minha iniciação científica, que foi muito importante como primeiro contato com a vida acadêmica. Em especial a Paulo pela paciência na hora de explicações e confecções de relatórios e resumos.

Aos meus pais e meu irmão,

Solange, João Antônio e Matheus por todo o amor, suporte e ensinamentos diários que me proporcionaram chegar até aqui e me guiarão pelo resto da vida pois devo a eles tudo o que sou e serei.

Às minhas tias e avó,

Juscelem, Nair e Benedita por todo o carinho, paciência e “quentinhas” ao longo da faculdade. Vocês foram e sempre serão minhas segundas mães.

A Turma III de Física Médica da UNESP-Botucatu,

por todo o longo e nada fácil caminho enfrentado a cada semestre de aulas e provas, e também aos momentos de descontração e companheirismo ao longo dos anos. Em especial às minhas amigas Daniela, Lícia e Milena por me ajudarem em grupos de estudos e trabalhos, pelo companheirismo ímpar, pelas risadas e momentos únicos vividos a cada dia da faculdade. Também em especial ao meu amigo Allan pelas aventuras na cozinha e cumplicidade durante todo esse ano em São Paulo.

Às minhas companheiras de casa,

Caroline, Marcela e Fernanda por fazerem de minha casa em Botucatu um lar tão agradável e acolhedor devido às pessoas maravilhosas que são. E também à Karina, Carolina, Danielle e Dayane por fazerem de sua casa meu segundo lar em Botucatu.

**"NUNCA ANDE PELO CAMINHO TRAÇADO, POIS ELE CONDUZ SOMENTE
ATÉ ONDE OS OUTROS JÁ FORAM".**

(Alexander Graham Bell)

RESUMO

Este projeto visa a verificação de doses em caninos e felinos no serviço de radiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP para exames de tórax e coxal devido à transição do sistema écran-filme para radiologia computadorizada ocorrida no ano de 2009. Também visa uma possível otimização destas novas técnicas empregadas no novo sistema. O estudo foi realizado no serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, em equipamento de raios X convencional. Inicialmente, foram coletados dados acerca das características físicas dos animais e da técnica utilizada atualmente em radiografia computadorizada para cada um dos 80 exames radiográficos de tórax e 16 exames de coxal. Os animais foram separados em diferentes grupos, de acordo com seu peso corpóreo. Para cada grupo, foram calculadas as médias de cada quesito: espessura da região a ser radiografada, tensão, corrente elétrica, tempo de exposição, produto corrente-tempo, tamanho do filme utilizado, presença ou ausência de *bucky* e foco (fino ou grosso). As técnicas foram reproduzidas em objetos simuladores (representativos da espessura do animal) a fim de coletar os kermas no ar de entrada. Com base nas médias do grupo de tamanho intermediário M (pesos menores que 5 kg para gatos e entre 10,1 kg e 20 kg para cães) foi feita a análise da qualidade da imagem utilizando-se três dispositivos padrões de teste que avaliam resolução espacial, resolução em baixo contraste e contraste-detalhe. No geral, os resultados mostraram que a dose nos animais diminuiu com o uso de radiografia computadorizada e foi possível uma otimização preliminar de algumas técnicas utilizadas atualmente em CR.

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

ABSTRACT

This project aims the verification of doses in canines and felines to chest and coxal exams due to the transition from screen-film to computed radiography system. It also seeks a possible optimization of the new techniques employed in this new system. The study was carried out in Diagnostic Imaging service in Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo using a conventional x-ray equipment. Initially, data about the physical characteristics of animals and the technique currently used in computed radiography was collected for each of 80 chest and 16 coxal X-ray examinations. The animals were divided into different groups according to the body weight. For each group, were calculated the averages of each item: thickness of the region to be imaged, voltage, current, exposure time, current-time product, size of film used, presence or absence of *bucky* and focus (small or large). The techniques have been reproduced in phantoms (representative of the thickness of the animal) in order to collect the air kerma entrance. Based on the average of intermediate size M group (weights less than 5 kg for cats and from 10.1 kg and 20 kg for dogs) analysis of image quality using three devices test patterns were made consisting of the evaluation of spatial resolution, low-contrast resolution and contrast-detail. In general, the results showed the dose animals decreased with the use of computed radiography and was possible to preliminary optimization of some techniques used currently in CR.

Key-words: optimization, image quality, computed radiography, veterinary radiography, doses verification.

SUMÁRIO

Índice de Figuras.....	10
Índice de Tabelas	12
INTRODUÇÃO	13
OBJETIVOS	17
FUNDAMENTO TEÓRICO	17
Produção de raios X	17
Visão geral dos detetores digitais	20
Funcionamento sistema CR – princípios físicos.....	22
Software de gerenciamento e processamento de imagem	24
Limitações da radiografia tradicional.....	25
Requerimentos de aquisição de imagem e vantagens na tecnologia digital para radiografia de projeção.....	26
Qualidade da imagem em radiologia digital.....	28
Vantagens e Desvantagens de CR em Veterinária.....	30
Otimização em radiodiagnóstico	35
MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
RESULTADOS	41
DISCUSSÃO	47
CONCLUSÃO.....	49
REFERÊNCIAS	49

Índice de Figuras

Figura 1: Sistema de leitura de CR ^[1]	14
Figura 2: Os componentes necessários para produção de raios X incluem uma fonte e alvo para os elétrons, um invólucro a vácuo, e uma conexão dos eletrodos em uma fonte de alta tensão ^[16]	18
Figura 3: Radiação tipo Bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo de um átomo do material do alvo ^[16]	19
Figura 4: Geração de raios X característico em um átomo do alvo: (1) O elétron incidente interage com a camada K do elétron via força repulsiva. (2) O elétron da camada K é removido (somente se a energia do elétron incidente for maior do que a energia de ligação da camada K, deixando uma vaga na camada K. (3) Um elétron da camada L adjacente (ou possivelmente uma camada diferente) preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas ^[16]	19
Figura 5: O hardware de uma radiografia computadorizada (CR) é ilustrado. A IP é mecanicamente transladada através do sistema de leitura. Um feixe de laser se encontra com um espelho multifacetado rotatório e a varredura é realizada. Luz é emitida da placa pela estimulação do laser. A luz emitida passa através de um guia de fibra ótica para um tubo foto-multiplicador (TFM), onde a luz é convertida em um sinal eletrônico. O sinal do tubo é subseqüentemente digitalizado. Após a leitura, a IP é exposta a luz branca para apagar qualquer resíduo de energia aprisionada ^[2]	20
Figura 6: Comparação entre detetores de radiografia digital. ^[15]	21
Figura 7: Os espectros óticos usados em sistema CR são ilustrados. A luz vermelha do laser estimula a liberação da energia aprisionada (elétrons aprisionados em estados de alta energia) em uma IP. Quando a energia do elétron preso é liberada, um espectro de luz entre azul e verde é emitido. Um filtro ótico, colocado em frente do tubo foto-multiplicador, evita a detecção de luz vermelha do laser ^[16]	22
Figura 8: Sequência de eventos durante a exposição de raios X e leitura do fósforo foto-estimulável ^[16]	23
Figura 9: Comparação entre faixa dinâmica de sistema écran-filme e CR. A resposta de entrada e saída do CR é linear por um vasto intervalo de doses de entrada. Isto implica que o CR pode gravar detalhes por um maior intervalo de doses na entrada do que o filme convencional ^[17]	27
Figura 10: Diagrama esquemático ilustrando o esquema de leitura dos dois lados da IP ^[17]	32
Figura 11: Diagrama esquemático ilustrando o sistema de varredura por linha ^[17]	33
Figura 12: estruturas usadas em CR ^[1]	34
Figura 13: Exame de tórax e coxal: a) projeção LL e b) projeção VD ^[3]	37
Figura 14: Arranjo experimental para medições de kerma no ar na entrada e saída do paciente.....	39
Figura 15: Dispositivo padrão modelo Test Tool ETR-1 Scanditronix Wellhöfer (Wellhöfer) disposto entre placas sólidas de acrílico. Este dispositivo contém 20 (vinte) pares de linhas com variação de 0,6 a 5,0 pares de linha por milímetros que foram avaliados para observar resolução espacial (pl/mm).	39
Figura 16: Dispositivo de teste PTW. Este apresenta 19 círculos de mesmo diâmetro com espessuras diferentes utilizados para avaliar baixo contraste na imagem.	40

Figura 17: Dispositivo de teste CDRAD Contrast-detail phantom. Este consiste de uma placa de acrílico com 225 quadrados (265 mm x 265 mm e 10 mm de espessura), distribuídos em 15 colunas e 15 linhas (com pontuações decrescentes). Em cada quadrado estão presentes um ou dois furos. As três primeiras linhas contêm apenas um furo, enquanto que as demais linhas possuem dois furos idênticos em cada quadrado, um no meio e outro em um dos ângulos, escolhido aleatoriamente, para permitir a verificação da detecção de cada objeto. Quanto menor a pontuação da linha, menor é o diâmetro do círculo.	41
Figura 18: Comparação entre kerma no ar de acordo com o peso do animal para caninos e felinos. a) kerma no ar versus peso do animal em exames de tórax; b) kerma no ar versus peso do animal em exames de coxal.	42
Figura 19: Parâmetros de qualidade da imagem comparados com kerma no ar em exames de Tórax. a) Resolução Espacial versus kerma no ar; b) Baixo Contraste versus kerma no ar; c) IQFinv versus kerma no ar.	44
Figura 20: Parâmetros de qualidade da imagem comparados com kerma no ar em exames de Coxal. a) Resolução Espacial versus kerma no ar; b) Baixo Contraste versus kerma no ar; c) IQFinv versus kerma no ar.	46

Índice de Tabelas

Tabela 1: Classificação dos grupos de animais por peso.	37
Tabela 2: Número de exames coletados de tórax e coxal para caninos (CAN) e felinos (FEL).	38
Tabela 3: Espessuras usadas de objetos simuladores para exames de tórax e coxal caninos.....	38
Tabela 4: Espessuras usadas de objetos simuladores para exames de tórax e coxal felinos.....	38
Tabela 5: Parâmetros utilizados nas técnicas otimizadas em filme (Filme OT) e técnicas atualmente utilizadas em radiologia computadorizada (CR).	43
Tabela 6: Parâmetros de qualidade da imagem analisados nos exames de tórax.....	45
Tabela 7: Parâmetros de qualidade da imagem analisados nos exames de coxal.	45

INTRODUÇÃO

Melhorias na tecnologia possibilitaram o desenvolvimento de novos equipamentos digitais para radiografia de projeção tais quais radiografia computadorizada (CR) e radiografia digital (DR) [1]. Estes vêm substituindo o sistema écran-filme nas últimas duas décadas devido a algumas vantagens proporcionadas, como: ampla taxa dinâmica, pós-processamento da imagem, tempo e número de repetições de exame reduzido, entre outras.

A Radiografia Computadorizada foi a primeira tecnologia digital disponível para radiografia de projeção [1]. Fuji, a principal criadora do CR na década de 1980, usou fósforo de BaFBr:Eu^{+2} e um chassi como base para este método. Nesta época, fabricantes como Agfa e Kodak também realizaram pesquisa e desenvolvimento no mesmo método, porém foram impedidas de comercializar devido a aspectos da patente e devido ao medo de danificar a base de sistema écran-filme que eles haviam instalado há tanto tempo [2].

O seu uso em medicina veterinária tem aumentado na última década a medida que sistemas menores, mais acessíveis têm se tornado disponíveis. Radiologistas especializados em atendimento a equinos têm sido os líderes no uso da tecnologia CR devido a suas vantagens em mobilidade para atender chamados em fazendas [3].

Radiografia digital é usada para fazer imagens tanto de animais pequenos quanto de grandes, em hospitais escolas de veterinária, por especialistas (incluindo dentista veterinário), e em grandes serviços privados. A medida que seu uso aumenta e os preços caem mais e mais serviços de veterinária têm substituído sistemas convencionais de écran-filme por CR. Um desenvolvimento posterior tem levado sistemas específicos de CR para veterinária, tornando a radiografia digital mais acessível [3].

Nos dias atuais, o CR é baseado no uso de fósforos foto-estimuláveis. Os fósforos usados são na maioria da família do flúor haleto de bário na forma de pó e depositados em um substrato para formar uma placa de imagem ou tela. Os mecanismos de absorção de raios X são idênticos àqueles dos écrans de fósforo convencionais usados com filme. A diferença é que o sinal ótico útil não é derivado de luz imediatamente emitida como resposta da radiação incidente, mas em vez disso é uma emissão subseqüente que ocorre quando a imagem latente, consistindo de elétrons aprisionados em “armadilhas”, são óticamente estimulados e liberados de seus estados

metaestáveis. Um processo chamado luminescência foto-estimulada resulta na emissão de luz em um comprimento de onda na faixa do azul (455 a 492 nm) em uma quantidade proporcional à irradiação dos raios X. A luz foto-estimulada azul é coletada com um guia de luz e detetada por um tubo foto-multiplicador (TFM). O sinal do tubo foto-multiplicador é digitalizado para formar a imagem ponto por ponto [2]. Um esquema deste sistema de leitura é demonstrado na Figura 1.

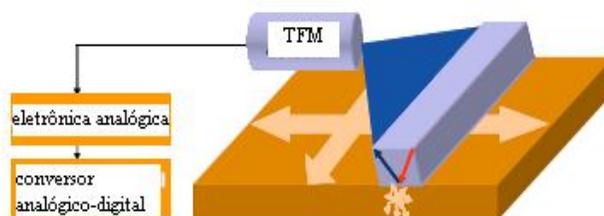


Figura 1: Sistema de leitura de CR ^[1].

A transição do ambiente de sistema écran-filme para um ambiente digital não é uma questão simples. Fatores técnicos relacionados com aquisição da imagem, gerenciamento da dose no paciente e qualidade da imagem diagnóstica são alguns pontos que influenciam este processo [2].

Quando um novo sistema digital ou software de pós-processamento é introduzido, um programa de otimização (para dose de radiação e qualidade da imagem) e contínuo treinamento deve ser conduzido em paralelo [2].

Otimização da exposição deve contribuir para proteger os pacientes de exposições desnecessárias e o princípio ALARP (*as low as reasonable practicable*) deve ser sempre mantido em mente. Este é um princípio importante porque na radiologia com imagem digital, tanto em CR quanto em DR, os exames podem ser executados sobre um amplo intervalo de doses [4]. Isto permite que o sistema CR tenha uma grande tolerância para variações em exposições de radiação [5] podendo assim ocorrer superexposições acarretando em maior dose de radiação ao paciente sem nenhum efeito adverso na qualidade da imagem.

A ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) ciente do risco publicou várias recomendações específicas para gerenciar as doses nos pacientes em radiologia digital e computadorizada. Estas recomendações incluem treinamento apropriado, particularmente em aspectos de gerenciamento e auditorias frequentes de dose no paciente e revisão de níveis de referências. Além disso, a ICRP recomendou

que se criassem ferramentas para informar radiologistas, técnicos de radiologia e físicos médicos sobre parâmetros de exposição e doses resultantes nos pacientes [6].

A transição de ambiente écran-filme para um ambiente digital requer a atenção nas práticas em radiologia se preocupando com a otimização da qualidade da imagem e da dose. Isto pode ser feito através da implementação de programas de gerenciamento de dose e avaliação da imagem clínica para técnicas radiográficas [5].

O gerenciamento da dose dada ao paciente e da qualidade da imagem envolve o relacionamento entre três importantes aspectos de processamento da imagem. Estes são determinantes para a qualidade do diagnóstico na imagem radiográfica: escolha da técnica radiográfica; dose de radiação para o paciente; qualidade do diagnóstico da imagem radiográfica. Este é um desafio para os técnicos em radiologia porque as vantagens clínicas e as limitações das tecnologias digitais para radiografia de projeção também dependem das opções do técnico em radiologia para um determinado exame em um paciente [2].

Tal desafio se torna ainda maior na rotina clínica do serviço de radiologia de Medicina Veterinária, pois nesta não há valores de referência de doses na literatura. O movimento constante do animal (dificilmente o proprietário consegue deixar o animal imóvel durante todo o tempo da radiografia e prender a respiração voluntariamente não é uma opção praticável) implica em maior repetição de radiografias, ocasionando uma dose maior por si só. Além disso, não há no Brasil uma norma dedicada à proteção radiológica em serviços de radiologia de Medicina Veterinária, ou muitos trabalhos publicados sobre doses em animais. O país segue a mesma norma designada para humanos, a Portaria 453/98 [7]. As normas dedicadas a Medicina Veterinária encontradas atualmente são de países como Austrália [8], Canadá [9], Estados Unidos [10] e Irlanda [11], porém nenhuma estabelece níveis de referência e o Brasil não as adota como norma nacional em serviços de radiologia veterinária no país.

Valores de referência são importantes, pois são utilizados como ferramenta voluntária para serem usados por profissionais na avaliação de níveis de exposição usados em suas práticas. Se um serviço exceder um valor de referência, em consulta com um físico médico, deve investigar e determinar se é possível reduzir as exposições sem sacrificar a qualidade da imagem. Se, o radiologista acreditar que estes níveis altos são justificados, então eles são considerados aceitáveis [12]. Como em Medicina Veterinária não há níveis de referência, não há como observar facilmente técnicas possivelmente inadequadas no serviço e assim poder revisá-las.

Frente aos possíveis efeitos biológicos provocados pela exposição aos raios X, percebe-se a importância da radioproteção durante a execução dos exames radiográficos. A radioproteção é um segmento da radiologia que se dedica ao estudo da aplicação de medidas visando à proteção do paciente (que recebe a radiação diretamente), bem como dos técnicos, das pessoas presentes na sala de exames contendo o animal (que estão sujeitas à radiação de espalhamento) no caso da radiologia veterinária [13].

As radiações externas podem ser controladas, além da otimização da carta técnica do serviço, com um bom treinamento dos técnicos que as aplicam operando-se com três parâmetros: tempo, distância e blindagem (ou barreira). A dose acumulada por uma pessoa que trabalha em uma área exposta a certa taxa de dose é diretamente proporcional ao tempo em que ela permanece na área. Para uma fonte puntiforme de radiação, emitindo em todas as direções, o fluxo, que é proporcional à taxa de dose em uma determinada distância da fonte, é inversamente proporcional ao quadrado dessa distância. As pessoas que trabalham com fontes ou geradores de radiação ionizante devem dispor de procedimentos técnicos bem elaborados de modo que o objetivo da tarefa seja concretizado e sua segurança esteja garantida contra exposições desnecessárias ou acidentais. Nesses procedimentos, os fatores tempo e distância em relação às fontes radioativas estão implícitos na habilidade e destreza de um técnico bem treinado para a tarefa. Por não apresentar hesitações durante sua execução, sua duração é mínima, por dominar todos os elementos do processo, não comete enganos, se posiciona no lugar adequado e com a postura correta [14].

Assim, a preocupação em otimização das técnicas, verificação da modificação desta com o surgimento de novas tecnologias e um bom treinamento em serviços de radiologia em Medicina Veterinária são necessários para obter um diagnóstico preciso mantendo paciente, profissional e público sob proteção adequada à radiação, maximizando os benefícios em relação aos possíveis danos causados por esta, justificando assim esta prática de exame.

OBJETIVOS

Este projeto visa uma verificação de doses em caninos e felinos no serviço de radiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP para exames de tórax e coxal devido à transição do sistema écran-filme para radiologia computadorizada ocorrida no ano de 2009. Também visa avaliar se as técnicas utilizadas atualmente no novo sistema estão produzindo uma imagem de boa qualidade e se as técnicas otimizadas para o antigo sistema écran-filme aplicadas a CR podem ou não melhorar a qualidade das imagens com uma menor dose ao animal. Assim, o projeto atende a importância do estudo de doses em pacientes submetidos a exames que utilizam radiação ionizante, a análise da qualidade da imagem gerada e a grande carência no Brasil na área de proteção radiológica em radiologia veterinária.

FUNDAMENTO TEÓRICO

Produção de raios X

As tecnologias digitais usam o mesmo equipamento de raios X convencional, incluindo gerador, tubo de raios X, colimador, mesa, grade, etc. para adquirir a imagem. No entanto, o processo é sem filme e apresenta a imagem final em um monitor de computador. Então não há a necessidade de câmara escura, armazenamento e processamento de filme ou negatoscópios [15].

A produção de raios X vem da conversão de energia cinética do elétron em radiação eletromagnética. Um simples diagrama de um tubo de raios X demonstrado na Figura 2 ilustra seus componentes. Uma alta tensão é aplicada entre dois eletrodos (o catodo e o anodo) em um invólucro a vácuo. O catodo é negativamente carregado e é a fonte de elétrons; o anodo é positivamente carregado e é o alvo dos elétrons. Quando os elétrons deslocam-se do catodo para o anodo, eles são acelerados por uma diferença de potencial elétrico entre estes eletrodos e adquirem energia cinética. Esta energia ganha pelo elétron é proporcional à diferença de potencial entre o catodo e o anodo [16].

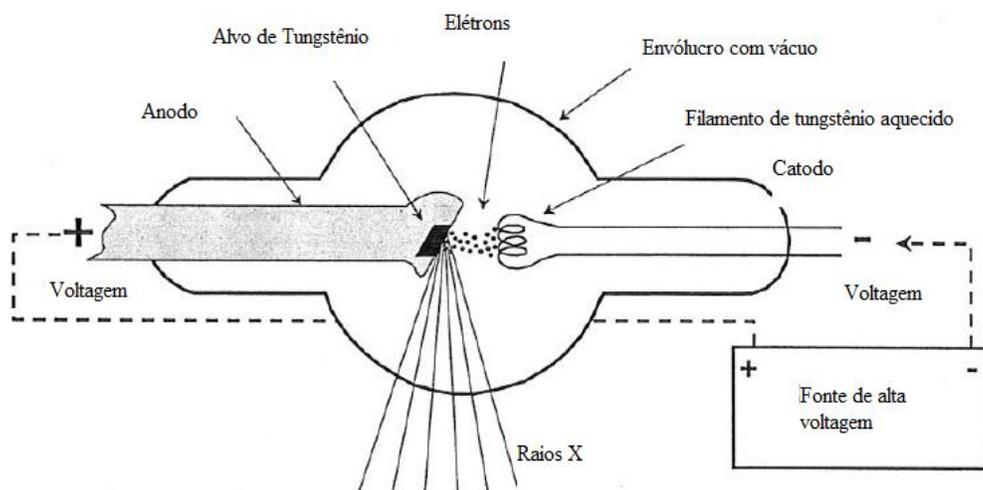


Figura 2: Os componentes necessários para produção de raios X incluem uma fonte e alvo para os elétrons, um invólucro a vácuo, e uma conexão dos eletrodos em uma fonte de alta tensão [16].

No impacto com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida para outras formas de energia. A grande maioria das interações produzem calor por energia trocada entre os elétrons e o alvo por pequenas colisões. Este calor intenso limita o número de fótons de raios X que podem ser produzidos em um dado tempo (ms) sem destruir o alvo e por isso alguns anodos são giratórios. Ocasionalmente (0,5% do tempo), um elétron chega próximo de uma carga positiva do núcleo no eletrodo do alvo e então forças de coulomb atraem e desaceleram o elétron, causando uma significativa perda de energia cinética e uma mudança em sua trajetória. Um fóton de raios X com energia igual a perda de energia cinética pelo elétron é produzido (conversão de energia). Esta radiação é chamada *bremsstrahlung* [16].

A distância sub-atômica do elétron bombardeado e o núcleo determina a energia perdida por cada elétron durante o processo de *bremsstrahlung*, pois a força coulomb de atração aumenta com o inverso do quadrado da distância de interação. Relativamente em maiores distâncias do núcleo, a força coulomb de atração é fraca (Figura 3, elétron n.3). Para distâncias menores de interação, a força agindo no elétron aumenta, este encontro produz alta energia de raios X (Figura 3, elétron n.2). Um impacto direto do elétron com o núcleo alvo resulta na perda de toda a energia cinética do elétron (Figura 3, elétron n.1). Nesta rara situação, é produzida a maior energia de raios X [16].

Os fatores que afetam a eficiência na produção de raios X incluem o número atômico do material do alvo e a energia cinética do elétron incidente, que é determinada pela aceleração da diferença de potencial aplicada [16].

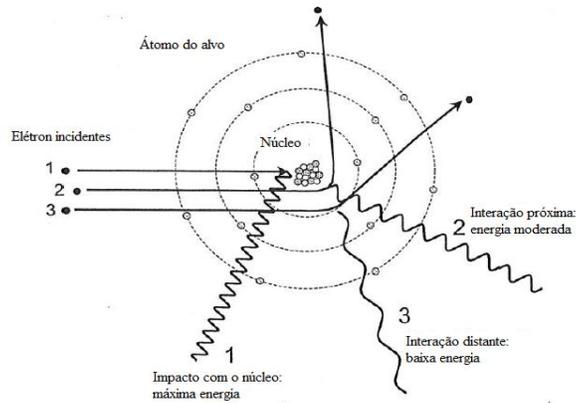


Figura 3: Radiação tipo Bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo de um átomo do material do alvo ^[16].

Cada elétron no átomo alvo tem uma energia de ligação que depende da camada em que ele orbita. Quando a energia de um elétron incidente no alvo excede a energia de ligação de um elétron de um átomo do alvo, é energeticamente possível que uma interação de colisão ejetar o elétron e ionizar o átomo. A camada não preenchida é energeticamente não instável, e uma camada mais externa de elétron com menor energia de ligação preencherá o vazio. De acordo com a transição deste elétron para um estado de menor energia, o excesso desta pode ser liberado como fóton de radiação característica com um valor igual a diferença entre as energias de ligação das camadas de elétrons. Estas são únicas para cada elemento, e também suas diferenças; conseqüentemente, os raios X emitidos têm energias discretas que são características de cada elemento como demonstrado na Figura 4 [16].

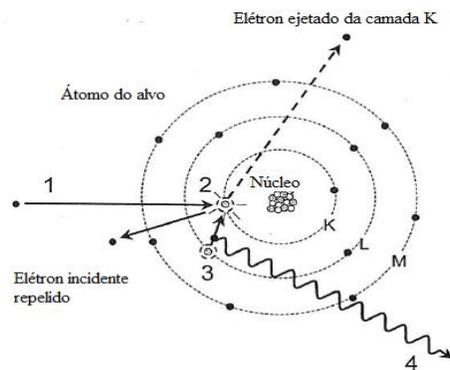


Figura 4: Geração de raios X característico em um átomo do alvo: (1) O elétron incidente interage com a camada K do elétron via força repulsiva. (2) O elétron da camada K é removido (somente se a energia do elétron incidente for maior do que a energia de ligação da camada K, deixando uma vaga na camada K. (3) Um elétron da camada L adjacente (ou possivelmente uma camada diferente) preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas ^[16].

Visão geral dos detetores digitais

Muitos sistemas digitais são atualmente disponíveis para aquisição de radiografia de projeção. Estes sistemas digitais são tradicionalmente separados em duas categorias amplamente definidas: CR (*Computed radiography*) e DR (*Digital radiography*) [1].

Em relação a sistema CR, são usadas placas de imagem de fósforo (ex: BaFBr:Eu⁺²) que absorvem energia dos raios X e aprisionam os elétrons em um estado metaestável, com um sistema de leitura separado essa energia é liberada e lida, e o cassete é apagado para seu reuso. Isto acarreta em um processo de conversão indireta demonstrado na Figura 5.

Tecnologia DR converte raios X em cargas elétricas por meio de processo de leitura direta usando arranjos de TFT (*Thin-film transistor*) ou CCD (*charge-couple device*). Estes sistemas podem ser mais tarde divididos em grupos de conversão direta e indireta dependendo do tipo de conversão de raios X usada [1].

Detetores de conversão direta tem um foto-condutor de raios X, tal qual amorfo selênio (a-Se), que converte diretamente raios X em cargas elétricas. Já sistemas de conversão indireta usam dois estágios para conversão. Eles tem um cintilador, tal qual o Iodeto de cério (CsI), que converte raios X em luz visível em um primeiro estágio. A luz é então convertida, num segundo estágio, em carga elétrica por meio do arranjo de foto-diodo de silicônio amorfo (a-Si) [1].

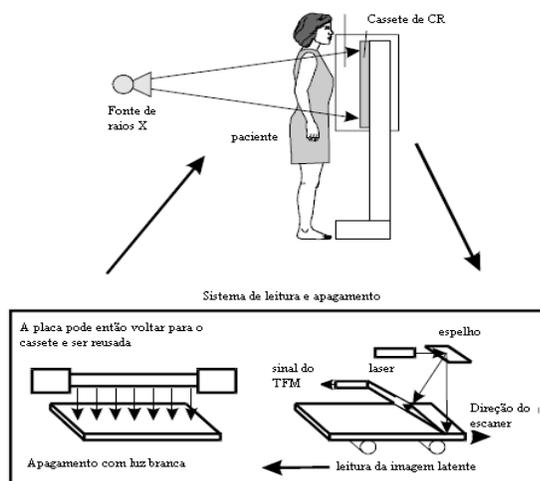


Figura 5: O hardware de CR é ilustrado. A IP é mecanicamente transladada através do sistema de leitura. Um feixe de laser se encontra com um espelho multifacetado rotatório e a varredura é realizada. Luz é emitida da placa pela estimulação do laser. A luz emitida passa através de um guia de fibra ótica para um tubo foto-multiplicador (TFM), onde a luz é convertida em um sinal eletrônico. O sinal do tubo é subsequentemente digitalizado. Após a leitura, a IP é exposta a luz branca para apagar qualquer resíduo de energia aprisionada [2].

Com CCD, um cintilador também converte raios X em luz visível. A superfície de silicone de um chip CCD é foto-sensível, a medida que a luz visível cai em cada pixel, elétrons são liberados e acumulados nele e a carga elétrica que reside em cada um é lida. Mais elétrons são produzidos em pixels que recebem maior intensidade de luz [16]. Um conjunto de lentes é usado para minimizar o feixe de luz em dimensões do chip de CCD. Nota-se que enquanto conversão de carga elétrica varia com o tipo de detector, todos tem leitura direta, ao contrário de sistemas de radiografia computadorizada. Esquema de funcionamento de detectores digitais está demonstrado na Figura 6 [15].

Detetores digitais oferecem diversas vantagens quando comparados com sistema écran-filme. Isto inclui ampla faixa dinâmica, processamento de imagem ajustável, rápida aquisição e acesso a imagem em localidades distantes [1].

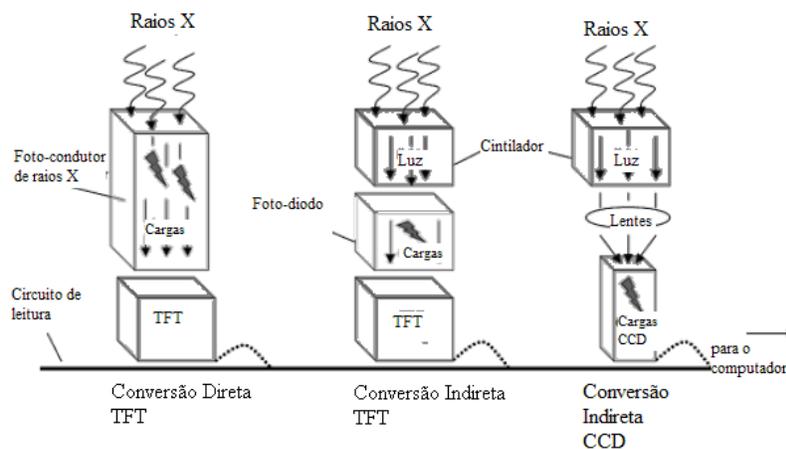


Figura 6: Comparação entre detectores de radiografia digital. [15].

Radiografia computadorizada e digital são frequentemente comparadas quando decisões de compra tem que ser tomadas. A principal desvantagem de CR é a falta de leitura direta e pode ser significativa para imagens em um pequeno animal muito ativo ou num centro especializado em tratamento de equinos. No entanto, CR é considerado uma modalidade madura de imagem que vem constantemente melhorando nos últimos anos [15].

Os sistemas CR são geralmente mais baratos do que sistemas DR e podem trabalhar muito bem em centros de imagem onde a quantidade de radiografias por dia não é algo que traga preocupação [15].

Funcionamento sistema CR – princípios físicos

Uma placa de imagem (*image plate* –IP) é uma tela flexível que é colocada em um chassi similar aos usados em sistemas écran-filme. Uma IP é usada para cada exposição. A IP é exposta em um processo idêntico à radiografia com filme, e o chassi de CR é então colocado em uma unidade de leitura. O chassi é posicionado na leitora, e passa por uma sequência de processamento, como demonstrado na Figura 5:

- 1- O chassi é movido para dentro da leitora e a IP é mecanicamente removida.
- 2- A IP é transladada e varrida por um feixe de laser.
- 3- A luz laser vermelha (660 nm) estimula a emissão da energia aprisionada na IP, e luz visível azul (460 nm) é liberada da placa (Figura 7).

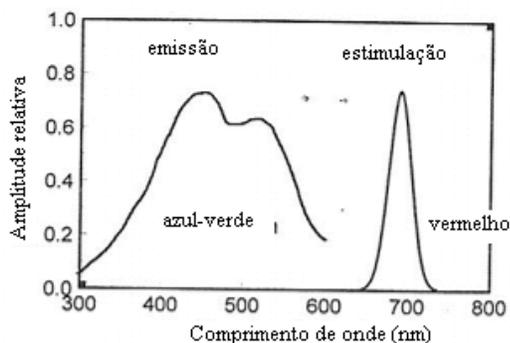


Figura 7: Os espectros óticos usados em sistema CR são ilustrados. A luz vermelha do laser estimula a liberação da energia aprisionada (elétrons aprisionados em estados de alta energia) em uma IP. Quando a energia do elétron preso é liberada, um espectro de luz entre azul e verde é emitido. Um filtro ótico, colocado em frente do tubo foto-multiplicador, evita a detecção de luz vermelha do laser ^[16].

- 4- A luz azul liberada da placa é coletada por um guia de fibra ótica e vai para um tubo foto-multiplicador, onde é convertido em sinal eletrônico.
- 5- O sinal eletrônico é digitalizado e armazenado. Para toda localização espacial (x,y), um valor de escala de cinza correspondente é determinado. O brilho de cada pixel representa o grau de atenuação da estrutura que foi feita a imagem.
- 6- A placa é então exposta à luz branca para apagar qualquer resíduo de energia aprisionada.
- 7- A IP retorna para o chassi e está pronta para ser reutilizada.

A imagem digital que é gerada por uma leitora de CR é armazenada temporariamente no disco rígido local. Muitos sistemas de CR são acoplados

diretamente a impressoras a laser para cópias em filme de imagens digitais. A IP é um dispositivo completamente analógico, mas é lido por técnicas eletrônicas analógicas e digitais, como mostrado. A IP é transladada na direção vertical (direção do eixo y), e um feixe de laser varre a placa horizontalmente (direção do eixo x). A varredura utiliza um espelho rotatório multifacetado [16].

A Figura 8 descreve o papel de um fósforo em CR. Uma pequena massa de material da tela é mostrado sendo exposto aos raios X. Típicas IPs são compostas de 85% de BaFBr e 15% de BaFI, ativados com uma pequena quantidade de európio. A nomenclatura BaFBr:Eu indica o fósforo de BaFBr ativado por európio. Este processo de ativação, também chamado dopagem, cria defeitos nos cristais de BaFBr que permitem elétrons de serem aprisionados mais eficientemente [16].

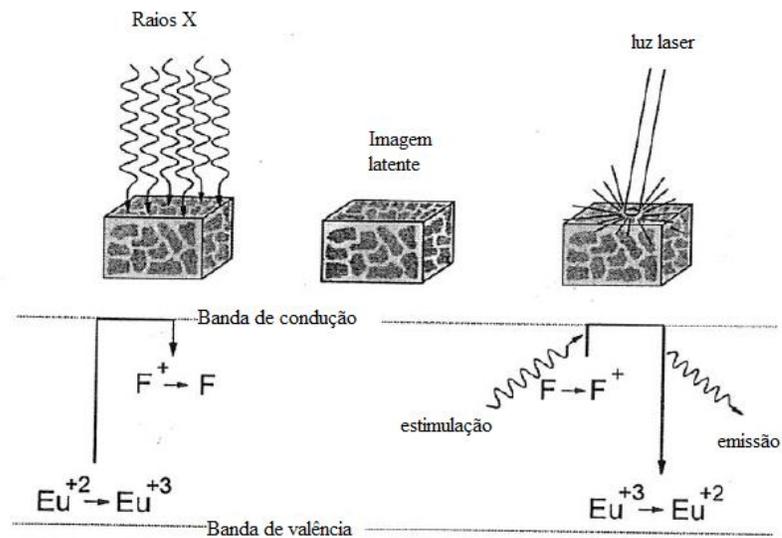


Figura 8: Sequência de eventos durante a exposição de raios X e leitura do fósforo foto-estimulável [16].

Quando a energia é absorvida pelo fósforo BaFBr, a energia absorvida excita elétrons associados com átomos de európio, causando a oxidação de átomos divalentes (Eu^{+2}) e sua mudança para o estado trivalente (Eu^{+3}). Os elétrons excitados se tornam móveis, e alguma fração deles interage com os chamados centros F. Os centros F aprisionam estes elétrons em um alto estado de energia, estado metaestável, onde eles podem permanecer por dias até semanas. Esquema deste processo pode ser visualizado na Figura 8. A imagem latente que existe na IP depois da exposição aos raios X, antes de ser lida, existe como bilhões de elétrons aprisionados em centros F. O número de elétrons aprisionados por área da IP é proporcional à intensidade dos raios X incidentes em cada localidade durante a exposição [16].

Quando a luz vermelha varre a IP exposta, ela é absorvida pelo centro F, onde sua energia é transferida para o elétron. O elétron ganha energia suficiente para alcançar a banda de condução, possibilitando sua movimentação de novo. Muitos destes elétrons, pela liberação de luz no comprimento do azul e verde, são reabsorvidos pelos átomos trivalentes de európio, voltando para seu estado divalente [16].

A primeira leitura da IP pode não liberar todos os elétrons aprisionados que formam a imagem latente. Assim, para a IP poder ser reutilizada por outra exposição sem artefatos, a placa é exposta a uma fonte de luz branca muito intensa, que a tira quase todos os elétrons dos estados metaestáveis, esvaziando a maioria dos centros F [16].

Um sistema CR frequentemente tem seu computador próprio dedicado. Radiografias tipicamente requerem de um até 10 ou mais megabytes de espaço, que podem ser armazenadas em um disco rígido ou no servidor e em mídia portátil como CDs ou DVDs (DVDs são agora populares por causa de sua maior capacidade de armazenamento) [3].

Os sistemas CR disponíveis no momento oferecem um intervalo de tamanhos de IPs, no entanto sistemas portáteis oferecem somente um número limitado de tamanhos (8 x 10 polegadas e 8 x 12 polegadas). Manutenção dessas placas incluem limpeza regular com gaze embebida em etanol [3].

Unidades móveis são disponíveis pois podem ser facilmente carregadas para uma fazenda ou em um atendimento a equino. Uma leitora compacta disponível atualmente pesa 16 kg. Um notebook e uma impressora portátil são parte do sistema móvel. Muitos hospitais escola de veterinária, profissionais especializados e serviços de grandes equinos agora usam sistema CR [3].

Software de gerenciamento e processamento de imagem

Muitos sistemas CR possuem software de processamento de imagem para melhorar a informação do diagnóstico (ex: detalhe de ossos) em uma imagem mostrada no monitor. Nos melhores sistemas, estes algoritmos de processamento de imagem são pré-estabelecidos por espécie e visualizados e otimizados para radiografia veterinária [3].

Parâmetros de radiografia de animal e humano diferem bastante, então softwares desenvolvidos para uso médico humano não são imediatamente adaptados para uso

veterinário. Veterinários devem se assegurar que seus softwares estão personalizados para seu uso específico, se são para imagens de equinos ou animais pequenos [3].

Software de imagem deve idealmente permitir a um usuário incluir informações sobre o animal e o cliente. Destacar áreas suspeitas e fazer comentários na imagem podem facilitar a vida de futuros leitores. As ferramentas de manipulação de imagem incluem brilho, contraste, magnificação, inversão de preto e branco, melhoramento de borda e recorte. Usando o software de gerenciamento de imagem, elas podem ser ajustadas e otimizadas. A longa latitude permite aumentar ou diminuir o brilho de uma imagem e potencialmente revela áreas que não apareceriam em radiografias padrões [3].

O Software de CR permite que uma imagem seja não somente manipulada mas também medida e desenhada. No momento, dimensões do coração ou ângulos do quadril em um cachorro ou ângulos da pata em um cavalo podem ser medidos. Estas medidas e comentários podem ser impressos diretamente na imagem, e a imagem original pode ser armazenada como um arquivo separado [3].

Limitações da radiografia tradicional

Filme de haleto de prata tem diversas limitações. Uma delas é que não possui uma ampla faixa dinâmica, que quer dizer que não é tolerado um amplo intervalo de exposição de radiação sem arriscar chegar a saturação. A limitação de latitude quer dizer que algumas áreas irão sofrer super exposição e outras sub exposição no mesmo filme [3]. Porém esta limitação pode ser interpretada também como um “guia” para não sub ou super expor o paciente, já que na imagem que acontecer isto não haverá correções e esta será inutilizada, diferentemente da radiologia computadorizada.

Outra desvantagem com radiografia tradicional é que a imagem não pode ser ajustada depois de feita. Apesar de alguns erros, como problemas de posicionamento ou movimento do paciente, que reduzem a qualidade da imagem, não terem ligação com a tecnologia, outros erros tem diferentes soluções dependendo do processo usado. Com radiografia tradicional, o filme é exposto e então processado e visualizado. Naquele momento, qualquer erro na exposição não pode ser ajustado. Assim, a imagem deve ser repetida, isto aumenta a exposição de radiação ao técnico e paciente, aumenta o custo do exame, é inconveniente para o proprietário do animal, e usa tempo adicional do técnico e veterinário [3].

Além disso, radiografia tradicional requer lidar com o filme para visualização, arquivamento e transmissão para terceiros. Se o proprietário do animal, ou outro veterinário quiser visualizar a imagem de outra localidade, a imagem deve ser copiada e enviada via mensageiro ou digitalizada antes. Filmes devem ser armazenados em um lugar físico que seja grande o bastante para guardá-los e ordená-los. E esta é usualmente uma área separada das outras informações do paciente [3].

Requerimentos de aquisição de imagem e vantagens na tecnologia digital para radiografia de projeção

Um detector digital de raios X é o componente chave para o sistema de radiografia digital. Este tem que preencher diversos requerimentos em relação ao tamanho de campo, tamanho do pixel, sensibilidade, faixa dinâmica, ruído interno e leitura [4].

Em radiologia digital, o *campo ou tamanho do detector* deve ser grande o bastante para todos os exames de radiografia. Idealmente, este deve ter uma área ativa de no mínimo 43 x 43 cm² para permitir ambas as orientações da imagem, vertical e horizontal, sem a rotação do detector. Em CR, diferentes tamanhos de chassis com dimensões padrões para típicas radiografias estão disponíveis (ex: 18 x 24 cm²; 24 x 30 cm²; 35 x 43 cm²). Estes chassis contém uma placa de imagem correspondente que é usada para a região apropriada a ser examinada [4].

A máxima resolução espacial de uma imagem é definida pelo *tamanho do pixel* e espaçamento (distância entre os centros dos pixels). O tamanho do pixel afeta o sistema de resolução e varia tipicamente de 100 - 200 µm em CR (dependendo do tamanho do detector no chassis) e 127 - 200 µm em detectores DR. Em sistemas écran-filme, resolução espacial é maior (25 - 80 µm) mas estes sistemas são limitados em sua sensibilidade e faixa dinâmica, quando comparados com sistemas digitais [4].

O CR tem sido clinicamente validado em medicina humana pelos últimos 18 anos em uma variedade de aplicações, incluindo mamografia, sugerindo que sua menor resolução espacial não é uma limitação clínica [3].

A *sensibilidade ou latitude* deve ser alta o suficiente para permitir baixa dose de operação. Detectores digitais que têm maior sensibilidade ou maiores valores de eficiência quântica detectável, permitem uma melhor qualidade da imagem em todas as frequências mostrando habilidade para representar estruturas pequenas e grandes. [4]

A *faixa dinâmica* deve ser grande o suficiente para cobrir todo o intervalo amplo de intensidades. Tipicamente, detetores digitais têm um intervalo dinâmico de 1:10000 que é considerado maior do que sistemas tela-filme (1:30) como representado na Figura 9. Esta ampla faixa dinâmica permite que os sistemas digitais maximizem o número de valores de cinza na imagem digital, assim mais informação diagnóstica é possível de se observar. Esta característica é o fator chave quando se pensa em erros de exposição. Uma redução marcante de radiografias repetidas e conseqüente redução da exposição ao paciente é uma conseqüência positiva da ampla faixa dinâmica em detetores digitais [4].

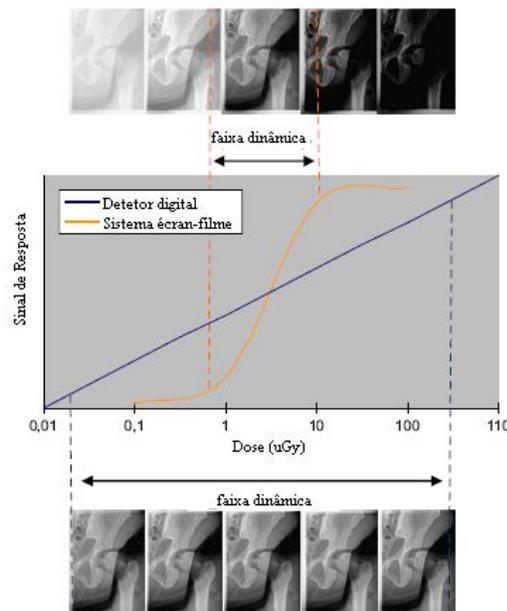


Figura 9: Comparação entre faixa dinâmica de sistema écran-filme e CR. A resposta de entrada e saída do CR é linear por um vasto intervalo de doses de entrada. Isto implica que o CR pode gravar detalhes por um maior intervalo de doses na entrada do que o filme convencional [17].

As *Fontes internas de ruído* devem ser pequenas o suficiente para manter a qualidade da imagem. Estas fontes de ruído poderiam ser relacionadas, por exemplo com o elemento de captura, o elemento de acoplamento e o elemento coletor do detetor digital [4].

O *tempo de leitura* deve ser rápido o suficiente para permitir uma fluência de trabalho eficiente e isto dependerá do tipo de tecnologia: em CR, maiores placas de imagem terão um tempo de leitura mais lento do que pequenas placas (30-40 s); em DR, o processo de leitura pode levar somente 1,3 s [4].

Qualidade da imagem em radiologia digital

A qualidade da imagem de detetores digitais de radiografia incluindo radiografia computadorizada podem ser avaliados usando três parâmetros físicos: faixa dinâmica (explicada anteriormente), resolução espacial e eficiência quântica detectável [17].

A *resolução espacial* de um detetor de imagem é recíproca a separação espacial mínima para resolver duas (ou mais) pequenas imagens de alto contraste como entidades independentes. A análise detalhada de resolução espacial em CR é complicada por um grande número de fatores. Fatores relevantes incluem a construção da IP, o tamanho finito do feixe de laser, mais o filtro passa baixa do sinal eletrônico para digitalização. A melhora da imagem digital para o monitor também tem uma importante influência no detalhe da resolução da imagem [17].

A fonte dominante de falta de nitidez na varredura ponto por ponto do CR vem do espalhamento da luz do laser durante o processo de leitura. Quando o feixe de laser penetra na IP, ele progressivamente diverge, aumentando a área sobre qual o pixel é analisado e como resultado causa borramento (falta de nitidez). Inevitavelmente, o tamanho dos cristais usados nos fósforos e toda a espessura influenciam o grau de espalhamento da luz laser. A presença de camada reflexiva ou de absorção também contribui para a falta de nitidez no receptor [17].

O intervalo entre as amostras de pixel também contribui para a resolução espacial. Nos primeiros projetos o intervalo era de 100 μm (0,1 mm), hoje as leitoras de CR normalmente usam um intervalo de amostra de 50 μm , possibilitando um aumento da resolução por um fator de dois [17].

O modo de leitura de CR dos dois lados e novos materiais nas IPs também podem ser usados para melhorar a resolução como será visto posteriormente.

Em estudos de resolução em CR não encontraram diferença significativa em qualidade da imagem entre imagens de CR adquiridas com IP de alta resolução (4k x 4k) e IP padrão (2k x 2k) e quando comparada IP de alta resolução e o padrão em imagens de tórax em humanos não se achou diferença significativa na detecção de estruturas anormais [17]. Dispositivos de teste utilizados neste estudo possibilitaram a quantificação da resolução espacial da imagem.

Avanços na ciência da qualidade da imagem radiológica (nos últimos 30 anos) coloca o ruído, ou melhor, a razão sinal-ruído (RSR) no plano central. Conseqüentemente, reconhece-se que contraste e nitidez não são imutáveis, mas podem

ser manipulados por um processo digital para melhorar um ou outro aspecto da apresentação da imagem. É o balanço da razão sinal-ruído que ultimamente define a qualidade da imagem. Toda a qualidade da imagem pode ser melhorada por um aumento no sinal ou uma reduzida no ruído [17].

$$EQD_{\text{detetor}} = RSR^2_{\text{gravados}} / RSR^2_{\text{entrada}} \quad (\text{Equação 1})$$

Onde:

EQD_{detetor} = eficiência quântica detectável do detetor.

RSR_{gravados} = razão sinal ruído gravada no detetor de imagem.

RSR_{entrada} = razão sinal ruído de entrada no detetor de imagem.

RSR^2_{entrada} é o quadrado da RSR de entrada do detetor de imagem. Esse é definido pela fluência de fótons de raios X (número por unidade área) incidentes sobre o detetor de imagem. A fluência do fóton pode ser estimada pelo conhecimento da dose no detetor de entrada (e o feixe equivalente de energia). Assumindo cálculo de estatística de Poisson, o valor correspondente de RSR^2_{entrada} pode ser encontrado [17].

RSR^2_{gravados} é o quadrado da RSR gravado pelo detetor de imagem, é o valor calculado do dado de saída. Em termos de cálculo estatístico isto corresponde a medida de fluência de informações da imagem que foram gravadas e são válidas.

A informação na imagem gravada nunca pode exceder a entrada pelo feixe de raios X, então a eficiência quântica detectável do detetor (EQD_{detetor}) sempre fica entre 1 e 0 [17].

Nenhum detetor de imagem pode absorver todos os fótons de raios X incidentes com 100% de eficiência. Inevitavelmente alguns passam através da IP, enquanto alguns que são absorvidos podem ser reemitidos e sair da IP. Esta perda é agravada por perdas secundárias devido à presença de fontes de ruído externa no próprio detetor. A natureza e impacto dessas fontes de ruído variam de acordo com o projeto do detetor. Uma das maiores vantagens da EQD é que é um forma de comparação de eficiência em diferentes tipos de detetores [17].

Um CR de leitura de um lado usando uma IP padrão tipicamente tem um $EQD \approx 0,25$. Para uma IP de alta resolução, o EQD é tipicamente metade deste valor [17].

Vantagens e Desvantagens de CR em Veterinária

Há uma relação linear em radiografia digital que não existe em filme, e a alta resolução de escala de cinza é desejada porque permite a detecção de pequenas diferenças em atenuação da radiação que talvez não fosse visível no filme. Por este ter uma resposta com limitação linear, uma pequena sub ou super exposição pode resultar em uma imagem inadequada, como já dito anteriormente. E isto acarreta em duas consequências: a necessidade de repetir imagens de sub ou super exposições (atenção deve ser dada para não aumentar a dose ao paciente) diminui e é possível ver tecidos moles e detalhes de ossos em uma única imagem, reduzindo o total de números de imagens adquiridas [3].

Refazer radiografias é comum em medicina veterinária. O movimento do paciente, exposição imprópria e problemas de posicionamento contribuem para a necessidade de refazer uma radiografia. No mínimo, estas repetições requerem uso adicional do tempo do veterinário e do técnico. Outra desvantagem inclui viagens adicionais do paciente à clínica, visitas em fazenda, chamada para atender equinos ou sedação novamente do paciente. Assim, a equipe do serviço veterinário e seus pacientes são expostos a uma radiação adicional [3].

O CR oferece uma vantagem em pacientes maiores pois alguns pacotes de software oferecem ferramentas de subtração, que torna possível a visualização de somente osso ou somente tecido mole nas imagens adquiridas de uma única exposição [3].

Armazenamento digital permite rápido acesso e visualização. O usuário pode também exportar os arquivos de imagem em outros formatos (ex: jpg, bmp, tiff) dependendo do software de gerenciamento [3].

Com a demanda de hoje para informação rápida, ter acesso a um arquivo digital oferece aos veterinários uma vantagem distinta sobre recuperar e visualizar um filme específico [3].

O ambiente digital também permite facilmente a transferência de imagens via email e sua reprodução. Veterinários podem simplesmente imprimir uma cópia das imagens para clientes levarem para casa e veterinários de equinos podem querer prover cópias para o cliente e ferrador quando for necessário correção na colocação da ferradura [3].

Uma imagem pode ser enviada eletronicamente para um especialista visando uma futura avaliação. Em situações de emergência, esta consulta instantânea com um especialista pode salvar a vida de um paciente. E também como animais com doença crônica ou progressiva frequentemente tem que fazer radiografias sequencias de tempos em tempos. Comparação destas imagens, incluindo progressão da doença ou resposta do tratamento, é mais facilmente identificada com CR do que radiografia convencional. As imagens podem ser manipuladas para terem o mesmo contraste. Apesar de diferenças associadas com mobilidade do paciente, frequência de respiração, ou posicionamento incorreto existirem, o veterinário pode equalizar as diferenças de contraste e monitor nas imagens que podem refletir mudanças atuais no paciente e não na técnica de exposição. Veterinários que trabalham em campo podem facilmente acessar imagens antigas do mesmo paciente ao invés de esperar chegar até a clínica para fazer comparações [3].

Apesar de todo o custo da compra de um sistema CR ser maior do que o de filme convencional, ocorrem algumas economias associadas ao sistema digital, incluindo menor número de repetições de radiografias. Refazer imagens implica custo de equipamento, suprimentos, tempo e trabalho. Em casos em que duas imagens devem ser obtidas para visualizar osso e então tecido mole (especialmente em pacientes grandes ou em partes do corpo), uma imagem pode ser suficiente utilizando-se CR. A economia inclui menos trabalho e tempo do veterinário e dos técnicos, e também menos filme e seu processamento e armazenamento. Para serviços de grande porte, o custo mensal de filme, manutenção da processadora e produtos químicos para revelação pode ser maior do que o aluguel mensal de um novo sistema CR [3].

As desvantagens no uso do CR englobam as mudanças causadas pela introdução de um sistema novo, como a necessidade de treinamento e custo. Pois, os funcionários do serviço têm que aprender a usar o novo software. Porém, devido ao sistema CR permitir o uso do mesmo equipamento de raios X convencional (incluindo gerador, tubo de raios X, colimador, etc) como já dito anteriormente, os funcionários ficarão mais confortáveis com esse aspecto familiar entre o antigo sistema écran-filme e a nova tecnologia [3]. E também, a radiografia computadorizada permite uma possível redução de doses aos pacientes e funcionários do serviço.

Sistemas CR são caros, mas seus preços estão caindo constantemente e eles são viáveis e econômicos para alguns serviços de grande porte. Custos diretos incluem o hardware, software e papel de alta qualidade para impressão (imagens podem ser vistas

no monitor para leitura de detalhes finos). O custo inicial do sistema CR deve ser pesado contra os benefícios do uso de menos filme e químicos e o significativo benefício de aumento da eficiência do serviço. A economia com o uso do CR aumenta com o tempo a medida que o número de repetições de radiografias diminuem.

O CR não compensará uma técnica de radiografia ruim ou ferramentas ou treinamento inadequado. Por exemplo, medidas incorretas causadas por ferramentas de medição quebradas ou tortas ou não usar uma grade para imagens de regiões anatômicas maiores do que 15 cm terão o mesmo efeito em imagens feitas em CR e filme convencional [3].

Investimento em um novo sistema CR deve incluir um compromisso de reciclagem dos funcionários para manter um alto nível no serviço oferecido.

Inovações tecnológicas em radiografia computadorizada

Os mais recentes avanços em radiológica computadorizada são: leitura dos dois lados do IP, varredura de leitura por linha e *channeled storage phosphor* (fósforos com formato de agulha).

Na *leitura dos dois lados da IP* a emissão estimulada de ambas as superfícies (da frente e de trás) é lida simultaneamente. Esse modo de leitura pode acessar uma proporção maior de elétrons presos e como resultado alcançar uma leitura mais completa da imagem latente. Para obter isso, uma IP especial com base transparente é requerido. Esta IP sofre varredura no modo tradicional usando um feixe pontual de laser. O sistema de leitura modificado inclui dois subsistemas ópticos para coletar a emissão estimulada de ambas as superfícies do IP como pode ser visto na Figura 10 [17].

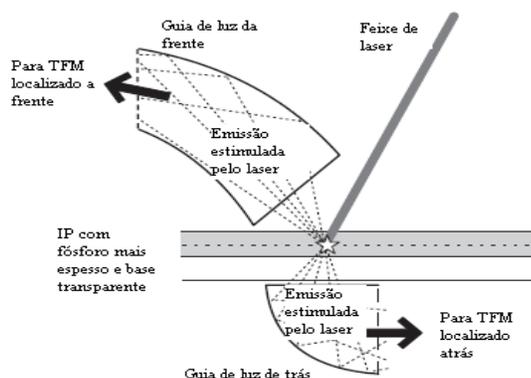


Figura 10: Diagrama esquemático ilustrando o esquema de leitura dos dois lados da IP [17].

Este mecanismo possibilita o aumento da camada de espessura de fósforo substancialmente (de 230 para 320 mm), assim aumentando a fração da eficiência de absorção de raios X da IP de ~50%. Como resultado, a leitora de CR de dois lados tem uma velocidade ~50% maior do que os leitores de um lado [17].

Em CR com leitura dos dois lados, a imagem saindo da superfície de trás do IP é submetida a uma maior falta de nitidez do que a lida da superfície da frente. Então, deve-se adotar pesos diferente para as frequências espaciais aplicadas as estas duas medidas antes da combinação entre elas, a fim de otimizar a resolução por um todo na imagem. Falta de nitidez devido ao espalhamento da luz é consideravelmente reduzido se um material de formato de agulha, como CsBr:Eu⁺² for usado [17].

Uma *varredura por linha* capta a fileira de pixels em todo comprimento da IP simultaneamente. Isto é alcançado iluminando a IP com um arranjo linear de diodos lasers semicondutores, enquanto é transportada na direção longitudinal. A emissão estimulada resultante é coletada e focada por um arranjo de miniatura de lentes, em uma estrutura linear de foto-sensores CCD demonstrado na Figura 11 [17].

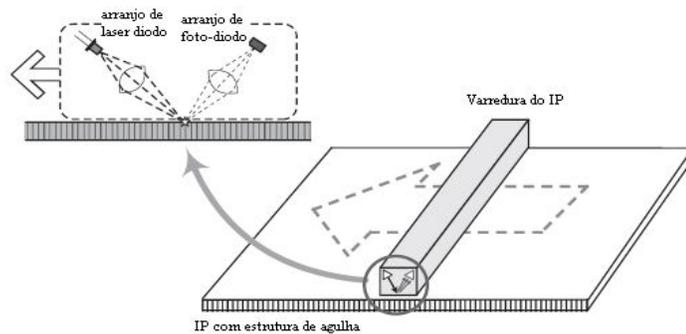


Figura 11: Diagrama esquemático ilustrando o sistema de varredura por linha [17].

Em uma leitora CR dedicada para leitura por linha o tempo de leitura pode ser reduzido em menos de 10 s, tornando possível o aumento da carga de trabalho para 240 imagens/h. Esta é duas vezes a velocidade de leitura das leitoras CR de varredura ponto por ponto [17].

Em IPs baseadas em um material com uma maior eficiência de absorção de raios X, CsBr:Eu⁺², estes fósforos tomam a forma de cristais parecidos com agulhas (*channeled storage phosphor*) em colunas alinhados perpendicularmente com a superfície da placa como demonstrado na Figura 12. Como resultado a camada de absorção de raios X exibi uma micro-estrutura de fibra óptica. A emissão estimulada

liberada durante a leitura é largamente contida dentro dos “cristais agulhas”, minimizando o borrão na imagem (falta de nitidez) devido ao espalhamento da luz. Como resultado, a resolução espacial adequada é mantida a medida que a espessura da camada de CsBr:Eu⁺² é aumentada significativamente (para 600 mm ou maior). Devido a natureza das “agulhas” serem uma do lado da outra, CsBr:Eu⁺² tem uma densidade de fósforo (~90%) maior do que uma de BaFX:Eu⁺² (~50%). Então, IPs construídas com CsBr:Eu⁺² tem significante melhora na eficiência de absorção de raios X, e ainda obtém boa resolução espacial [17].

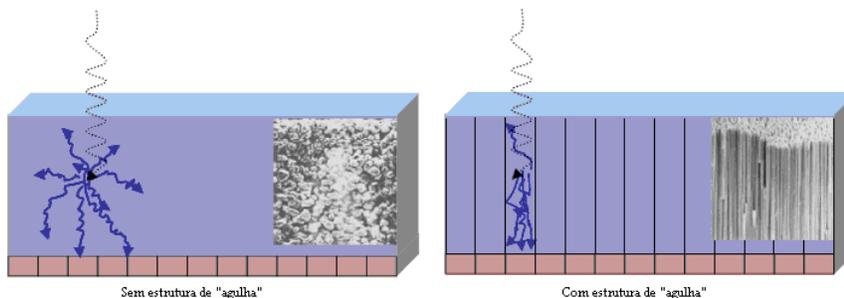


Figura 12: estruturas usadas em CR ^[1].

O primeiro fósforo estimulável usado para CR foi BaFBr:Eu⁺². A estrutura deste cristal é não cúbica, uma estrutura em camadas da origem a grãos de fósforo parecido com uma placa ao vez da estrutura morfológica cúbica mais desejada. BaFBr:Eu⁺² é um bom fósforo no qual pode armazenar a imagem latente por um longo tempo, a imagem latente após 8h da irradiação será ainda ~75% do tamanho original. A família dos fósforos BaFX:Eu⁺² onde X pode ser os halogênios Cl, Br ou I (ou uma mistura arbitrária deles) tem sido estudadas por um longo tempo. O tempo de decaimento depois da fotoestimulação para todos estes fósforos é agora conhecido por ser aproximadamente o mesmo (~0,7 μs) e então eles podem ser usados em CR.

Nos últimos anos, muitos produtores tem usado BaFBr_{0,85}I_{0,15}:Eu⁺² não para o aumento na absorção de raios X comparado com BaFBr:Eu⁺², mas para uma melhor combinação de comprimento de onda de estimulação máxima de fósforo para lasers de diodo. Recentemente, Konica tem utilizado BaFI:Eu⁺² em sistemas comerciais onde a mudança na absorção é significativa. O RbBr:TI⁺ é cúbico e tem a vantagem que pode ser feito em camada de estrutura de agulha. Através do guia de luz para a superfície, até uma camada espessa pode atingir alta resolução. No entanto, tem a desvantagem de uma rápida (décimos de segundo) perda de imagem latente que torna este sistema não

utilizável. CsBr:Eu⁺² é também cúbico, pode ser feito de estrutura de agulha, tem uma imagem latente instável e pode ser fotoestimulável [2].

O futuro da radiologia veterinária

A Imagem digital promove muitos benefícios que são difíceis de quantificar. Justificações para seu uso incluem aumento na eficiência do veterinário, melhor análise do diagnóstico, e decisões rápidas sobre a saúde do paciente. Um grande benefício do CR é que este pode ajudar os funcionários a reconhecer que radiografia não é somente um produto e sim um serviço que proporciona informação diagnóstica, incluindo a imagem e relatório escrito. Ao passar dos anos vem aumentando o número de veterinários que coletam, armazenam e transmitem informação médica digitalmente, proporcionando assim uma maior conveniência para veterinários e clientes.

Muitos profissionais esperarão os custos abaixarem antes de investirem em equipamentos digitais. No entanto, a integração desta tecnologia na prática veterinária particular é certa. Veterinários necessitarão de aprendizagem sobre radiografia digital assim eles estarão prontos para o uso quando esta tecnologia vier para seus hospitais [3].

Otimização em radiodiagnóstico

Imagens médicas devem fornecer informação suficiente que permita decisões com um grau de certeza razoável. Em muitos casos, a qualidade da imagem é melhorada usando-se níveis maiores de radiação, então pacientes são submetidos indesejavelmente a doses maiores desta. O risco potencial causado pela perda da informação diagnóstica por entregar uma baixa dose de radiação deve ser balanceada com o aumento do risco que resultaria do uso de uma técnica com exposições maiores [18].

Um dos principais objetivos de um programa de controle de qualidade efetivo em serviços de radiodiagnóstico deve ser alcançar técnicas que produzam imagens de alta qualidade [18]. A otimização entra para manter ou melhorar a qualidade das imagens radiográficas com a menor dose possível, contribuindo para proteger pacientes, técnicos e proprietários (no caso de radiologia veterinária) de exposições desnecessárias devido a carta técnica inadequada e repetições de radiografias, como já dito anteriormente.

MATERIAIS E MÉTODOS

A fim de alcançar os objetivos citados anteriormente foi feito um levantamento da atual carta técnica utilizada para CR e medições de kerma no ar com estas técnicas coletadas. As técnicas antigas, usadas em sistema écran-filme, foram coletadas em estudo prévio [19]. Também otimizou-se esta antiga carta técnica e analisou-se a qualidade da imagem em IPs dessas técnicas e das atuais técnicas utilizadas em radiologia computadorizada após a transição entre sistemas.

Para medição de kerma no ar na entrada do paciente, utilizou-se uma câmara de ionização de 6 cm³, Radcal Corporation, e uma câmara de ionização de 180 cm³, Radcal Corporation, para medição de kerma no ar na saída do paciente. Cada câmara foi utilizada acoplada ao seu respectivo monitor.

Como a qualidade da imagem pode ser estimada subjetivamente pela inspeção direta da imagem clínica ou por processos de quantificação usando objetos de testes em dispositivos de simulação [18]. Para a análise da qualidade das imagens em radiologia computadorizada, utilizaram-se objetos simuladores de acrílico em combinação com espaços de ar (para simular pulmão em exames de tórax) e com alumínio (para simular osso em exames de coxal) na espessura da parte anatômica do paciente; bem como os dispositivos de teste *Test Tool ETR-1 Scanditronix Wellhöfer* (Wellhöfer); *X-Check Rad – PTW* (PTW) e *CDRAD Contrast-detail phantom* (CDRAD) para a avaliação de resolução de alto e baixo contraste e curvas de contraste-detalhe.

As imagens foram obtidas no equipamento Techno Design do serviço de radiologia do Hospital da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP, com chassis da marca Fujifilm (tamanhos de 18x24 cm², 24x30 cm² e 35x43 cm²), com leitora Fujifilm PCR X .

- Levantamento de carta técnica CR

Durante oito dias, realizou-se a coleta de dados de 96 animais, entre caninos (C) e felinos (F), submetidos a exames radiográficos de tórax (T) e coxal (C), nas projeções látero-lateral (LL) e ventro-dorsal (VD) representadas na Figura 13. As características analisadas se resumiram a: peso do animal, categoria animal, projeção a ser radiografada, distância foco-filme, tensão, corrente elétrica, tempo de exposição, produto corrente-tempo, tamanho IP utilizada, presença ou ausência de bucky e

tamanho do foco (fino ou grosso). O quesito “categoria animal” se baseou no agrupamento de animais de acordo com o peso que cada um apresentava, como mostrado na Tabela 1.

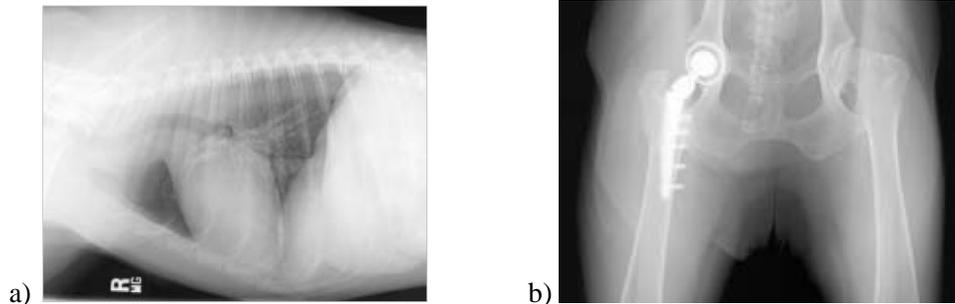


Figura 13: Exame de tórax e coxal: a) projeção LL e b) projeção VD ^[3].

Tabela 1: Classificação dos grupos de animais por peso.

GRUPOS	CANINOS	FELINOS
PP	até 5 kg	-
P	5,1 a 10 kg	-
M	10,1 a 20 kg	até 4 kg
G	20,1 a 30 kg	acima de 4,1 kg
GG	acima de 30,1 kg	-

A partir dessa classificação, foram utilizados os valores da categoria intermediária (M) para a realização da análise de qualidade da imagem. Com base nos dados dos grupos padrões, foram calculadas as médias para cada característica analisada.

A espessura da região a ser radiografada e a carta técnica utilizada no antigo sistema écran-filme foram coletadas em um período de dois meses por alunas de iniciação científica da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP e juntamente com outras características coletadas foram analisadas com ajuda do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP. Para isto, utilizou-se da mesma metodologia empregada neste projeto em estudo prévio realizado no Hospital da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP para uma análise preliminar das doses e qualidade da imagem em radiologia veterinária [19] antes de ser introduzido o sistema de radiografia computadorizada. A quantidade total de exames coletados em sistemas écran-filme e CR são demonstrados na Tabela 2.

Tabela 2: Número de exames coletados de tórax e coxal para caninos (CAN) e felinos (FEL).

Tipo Exame	Radiografia écran-filme		Radiografia Computadorizada (2009)	
	Nº Exames Coletados		Nº Exames Coletados	
Tórax CAN	170		68	
Coxal CAN	50		16	
Tórax FEL	18		12	
Coxal FEL	2		-	

- Medições de kerma no ar e otimização

Esta etapa envolveu a medição de kerma no ar na entrada e na saída do paciente para técnicas coletadas em CR e técnicas da antiga carta técnica usada em filme convencional. Baseada no kerma de saída, foi feita a otimização das técnicas utilizadas em filme convencional. Os parâmetros de tensão, corrente e tempo foram alterados de modo a alcançar aproximadamente 1mR na saída, que de acordo com o ensinamento de Haus [20] é a medição para se obter uma densidade ótica ótima em sistema écran-filme.

Acrílico juntamente com espaços de ar (para simular exames de tórax) e alumínio (para simular ossos em coxal), foram usados para simular a espessura de um animal médio (valores das espessuras presentes na Tabela 3 e Tabela 4) em arranjo demonstrado pela Figura 14.

Tabela 3: Espessuras usadas de objetos simuladores para exames de tórax e coxal caninos.

Categoria Animal	TÓRAX				COXAL			
	LL		VD		LL		VD	
	Espessura Total (cm)	Espessura de ar (cm)	Espessura Total (cm)	Espessura de ar (cm)	Espessura Total (cm)	Espessura de Alumínio (mm)	Espessura Total (cm)	Espessura de Alumínio (mm)
PP	9,60	0,80	12,00	3,00	6,13	2,22	7,60	5,24
P	13,20	4,50	16,20	4,20	10,90	8,00	13,00	5,44
M	15,60	6,70	19,00	7,00	14,60	9,60	15,20	6,44
G	19,74	3,00	24,00	8,50	17,90	12,80	20,50	7,52
GG	21,00	6,00	26,00	10,50	19,00	12,80	18,70	4,44

Tabela 4: Espessuras usadas de objetos simuladores para exames de tórax e coxal felinos.

Categoria Animal	TÓRAX				COXAL			
	LL		VD		LL		VD	
	Espessura Total (cm)	Espessura de ar (cm)	Espessura Total (cm)	Espessura de ar (cm)	Espessura Total (cm)	Espessura de Alumínio (mm)	Espessura Total (cm)	Espessura de Alumínio (mm)
M	6	0	8,5	2,3	4,3	0	4,2	0
G	11,5	2,5	12	3	-	-	-	-



Figura 14: Arranjo experimental para medições de kerma no ar na entrada e saída do paciente.

- Coleta de imagens com dispositivos de qualidade da imagem

A mesma simulação de animal médio usada na etapa anterior foi utilizada nesta, porém foram adicionados os dispositivos de testes (CDRAD, Wellhöfer e PTW) substituindo alguns centímetros de acrílico, como demonstrado na Figura 15. Então, todo o material foi colocado em cima da mesa de exame, as técnicas de CR e as técnicas otimizadas para filme foram reproduzidas e imagens de cada dispositivo em cada técnica, para animais médios caninos e felinos, foram adquiridas utilizando-se radiografia computadorizada.

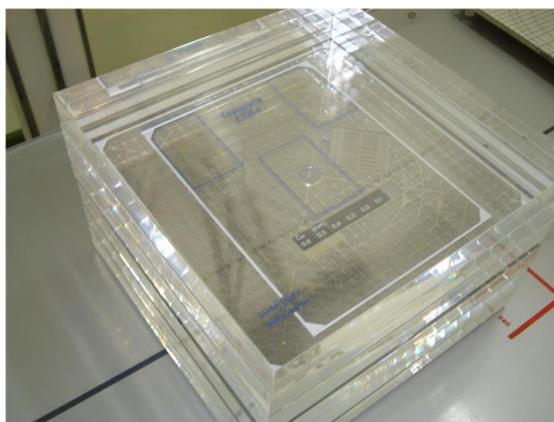


Figura 15: Dispositivo padrão modelo Test Tool ETR-1 Scanditronix Wellhöfer (Wellhöfer) disposto entre placas sólidas de acrílico. Este dispositivo contém 20 (vinte) pares de linhas com variação de 0,6 a 5,0 pares de linha por milímetros que foram avaliados para observar resolução espacial (pl/mm).

- Análise da Qualidade das Imagens

A fase em questão envolveu a avaliação das imagens obtidas com dispositivos utilizados para visualizar qualidade da imagem. Os quesitos a serem analisados em cada imagem gerada por cada dispositivo de teste foram:

- Wellhöfer (Figura 15): resolução espacial;
- PTW (Figura 16): baixo contraste;
- CDRAD (Figura 17): curva de contraste-detalhe e figura de qualidade de Imagem invertida (*image quality figure*, IQF_{inv}), calculada pela equação 2.

$$IQF_{invertido} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \cdot D_{i,ésimo}} \quad (\text{Equação 2})$$

onde D_i é o diâmetro limite na coluna de contraste C_i . Este parâmetro apresenta a propriedade que quanto maior o valor do IQF_{inv} melhor a qualidade da imagem.

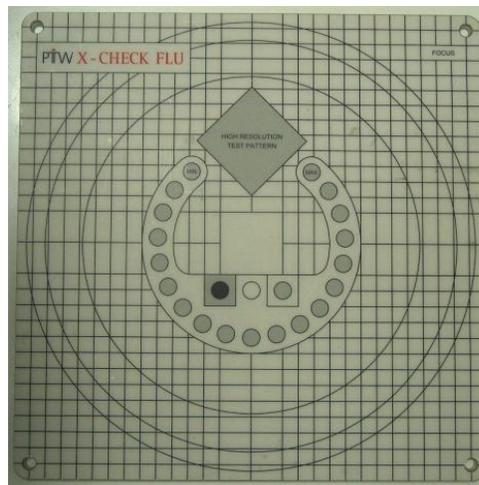


Figura 16: Dispositivo de teste PTW. Este apresenta 19 círculos de mesmo diâmetro com espessuras diferentes utilizados para avaliar baixo contraste na imagem.

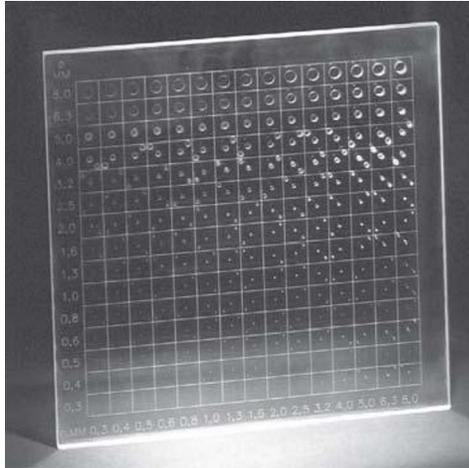


Figura 17: Dispositivo de teste CD RAD Contrast-detail phantom. Este consiste de uma placa de acrílico com 225 quadrados (265 mm x 265 mm e 10 mm de espessura), distribuídos em 15 colunas e 15 linhas (com pontuações decrescentes). Em cada quadrado estão presentes um ou dois furos. As três primeiras linhas contêm apenas um furo, enquanto que as demais linhas possuem dois furos idênticos em cada quadrado, um no meio e outro em um dos ângulos, escolhido aleatoriamente, para permitir a verificação da detecção de cada objeto. Quanto menor a pontuação da linha, menor é o diâmetro do círculo.

RESULTADOS

Uma vantagem de CR sobre écran-filme é o potencial para redução na exposição. A aquisição de múltiplas radiografias resulta em exposição de radiação acumulativa, que pode ter consequências biológicas [21]. Então, foi feita a comparação entre as técnicas utilizadas antes e depois da instalação da radiologia computadorizada através de gráficos relacionando kerma no ar e as categorias de animais analisadas.

Na Figura 18 a são demonstrados os exames de tórax em caninos e felinos. Observa-se que para caninos na projeção LL houve redução de kerma no ar na transição para radiologia computadorizada em todas as categorias de animais exceto a G, a maior redução alcançada foi de 27,6% em animais M e o aumento em animais G foi de 4%. Já na projeção VD, houve redução de kermas no ar em todas as categorias sem exceção, com maior redução de 31,8% em animais G.

Em exames de tórax para felinos, na projeção LL houve aumento do kerma em animais M, cerca de 5,9%, e na projeção VD houve redução do kerma em animais M de 29,8%. Observa-se também que felinos em exame de tórax LL em filme recebiam maiores kermas do que caninos neste mesmo exame (53% maiores).

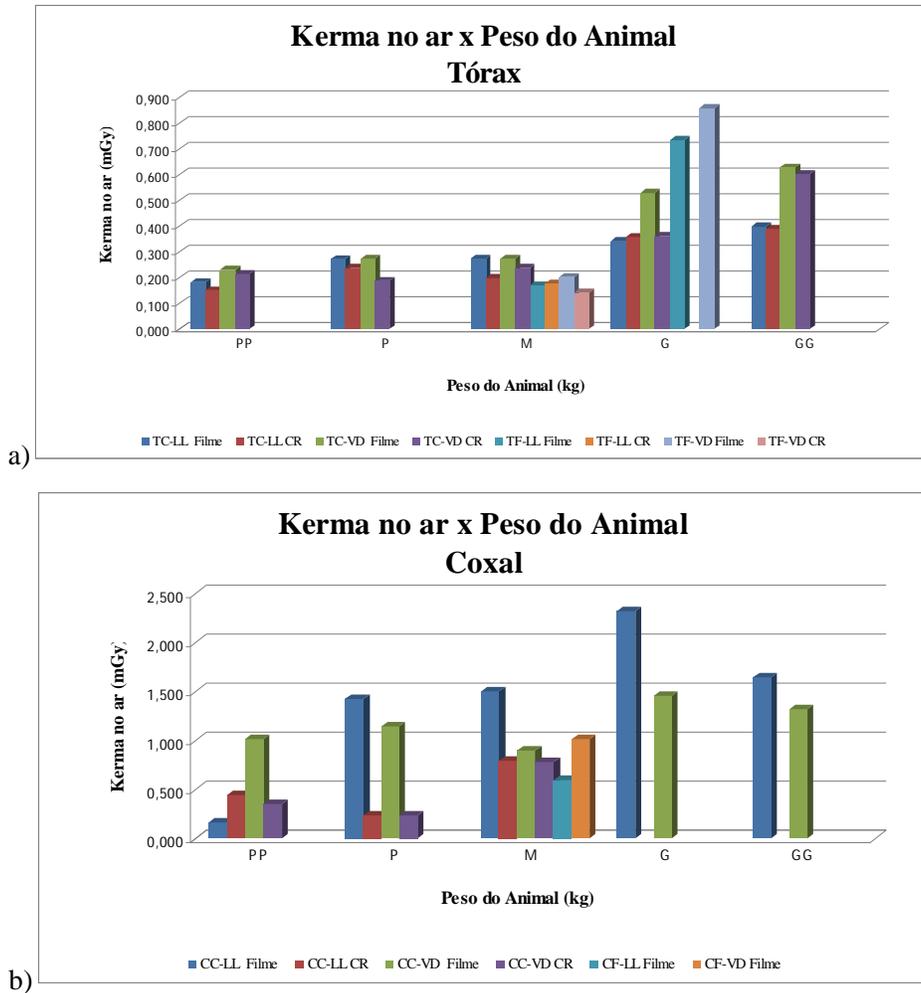


Figura 18: Comparação entre kerma no ar de acordo com o peso do animal para caninos e felinos. a) kerma no ar versus peso do animal em exames de tórax; b) kerma no ar versus peso do animal em exames de coxal.

Há falta de dados de animais G com técnicas atuais utilizadas em CR, por isso a análise da transição neste caso não foi possível.

Na Figura 18 b são demonstrados os exames de coxal. Observa-se que, para caninos na projeção LL, houve redução de kerma na transição para radiologia computadorizada em animais P e M, maior redução foi de 83,5%. Porém, ocorreu aumento de kerma de 169% em animais PP. Já na projeção VD, houve redução do kerma no ar em todas as categorias de animais coletadas (PP, P e M). Para animais G e GG de caninos e em animais G e M de felinos não há técnicas coletadas em CR, por isso não foi possível a análise comparativa.

Além do gerenciamento de dose devido à instalação de um novo sistema na radiologia, a qualidade da imagem tem que se manter adequada para um bom

diagnóstico. Por isso, as técnicas otimizadas em filme e as atuais técnicas utilizadas em CR foram comparadas através de parâmetros quantitativos da qualidade da imagem (resolução espacial, baixo contraste e contraste-detalhe representado pelo IQF_{inv}).

Observa-se na Tabela 5 que as tensões nas técnicas otimizadas são maiores (aumento de até 9%) exceto no TF-LL onde a tensão é menor 14% do que a técnica atualmente utilizada em CR. As combinações de corrente tempo nas técnicas otimizadas para filme são menores na maioria dos exames do que as técnicas atualmente utilizadas em CR (cerca de 66,6% menores). A corrente das técnicas otimizadas são maiores do que as de CR (aumento de até 39,3%). Os técnicos do serviço têm como padrão utilizar o valor de corrente (200 mA) em animais médios. Todos os tempos das técnicas otimizadas em filme foram menores do que as técnicas atualmente utilizadas em CR.

Tabela 5: Parâmetros utilizados nas técnicas otimizadas em filme (Filme OT) e técnicas atualmente utilizadas em radiologia computadorizada (CR).

Exame	Projeção	Tensão (kVp)		Corrente (mA)		Produto corrente-tempo (mAs)		Tempo (ms)	
		Filme OT	CR	Filme OT	CR	Filme OT	CR	Filme OT	CR
Tórax CAN	LL	55	50	330	200	3	5	9	25
	VD	57	55	330	200	5	5	15	25
Coxal CAN	LL	55	50	330	200	25	20	75	100
	VD	52	50	330	200	20	20	60	100
Tórax FEL	LL	42	48	330	200	3	5	9	25
	VD	50	48	200	200	2	4	10	20
Coxal FEL	LL	46	-	200	-	2	-	10	-
	VD	44	-	200	-	2	-	20	-

Em exames de Tórax em felinos, na projeção LL a técnica atual em CR obtém maior resolução espacial e melhor baixo contraste. Já na projeção VD a resolução espacial é maior e o baixo contraste é o mesmo do que a técnica otimizada. Porém em ambas as projeções os kermas no ar são maiores (o aumento chega a ser de 76% na projeção LL) como observado na Figura 19 a e b e Tabela 6.

Quanto à IQF_{inv}, somente na projeção LL a técnica atual em CR obtém valor maior do que a técnica otimizada, mas com kerma cerca de 76% maior, observado na Figura 19 c. Na projeção VD, a técnica otimizada obtém maior IQF_{inv}, menor resolução espacial e pior baixo contraste com um menor kerma no ar do que a técnica atual em CR (esta é 72% maior).

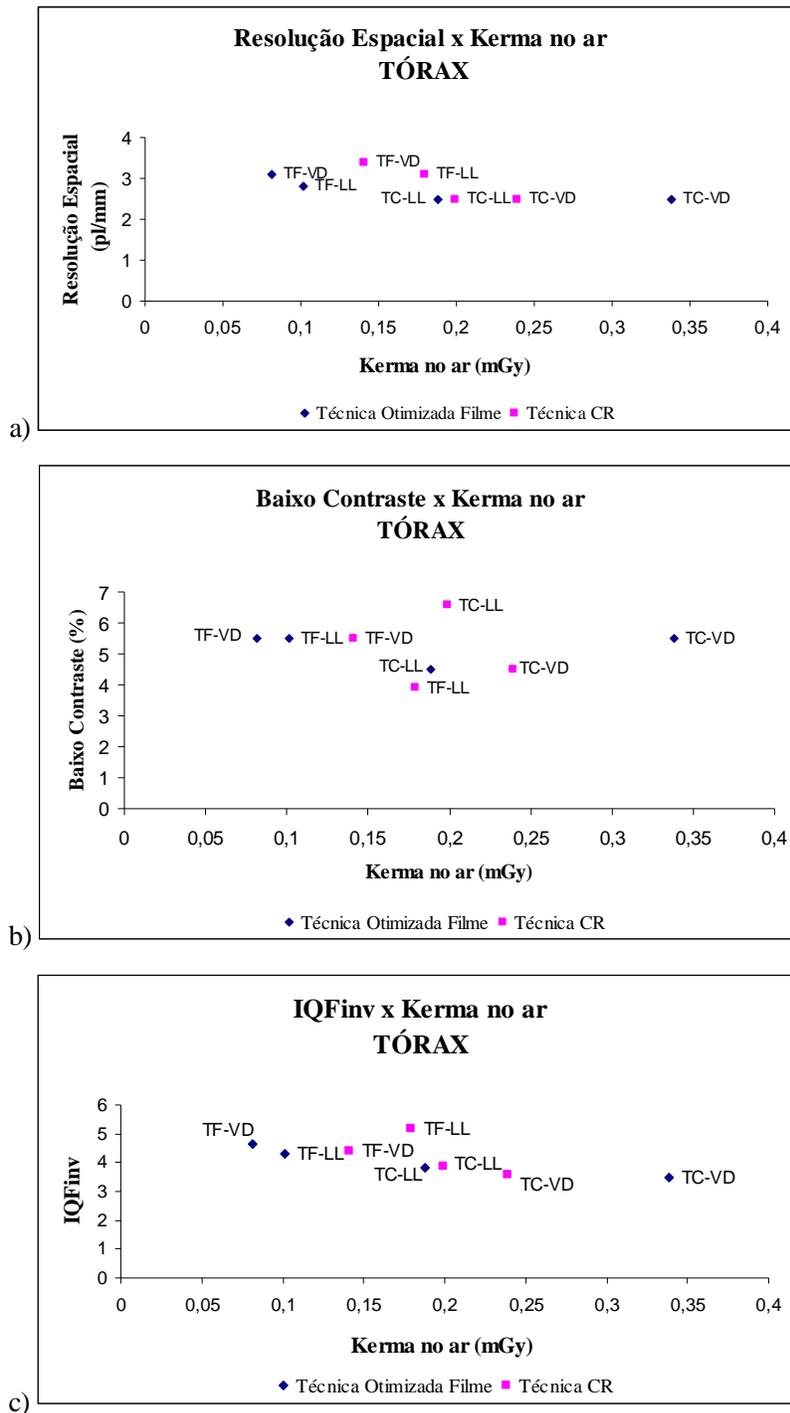


Figura 19: Parâmetros de qualidade da imagem comparados com kerma no ar em exames de Tórax. a) Resolução Espacial versus kerma no ar; b) Baixo Contraste versus kerma no ar; c) IQFInv versus kerma no ar.

Tabela 6: Parâmetros de qualidade da imagem analisados nos exames de tórax.

Exame	Resolução Espacial (lp/mm)	Baixo Contraste (%)	IQFinv	Kerma no ar (mGy)
TC-LL OT	2,5	4,5	3,84	0,188
TC-LL CR	2,5	6,6	3,89	0,199
TC-VD OT	2,5	5,5	3,49	0,338
TC-VD CR	2,5	4,5	3,58	0,239
TF-LL OT	2,8	5,5	4,30	0,102
TF-LL CR	3,1	3,9	5,20	0,179
TF-VD OT	3,1	5,5	4,64	0,082
TF-VD CR	3,4	5,5	4,40	0,141

Em exames de Tórax em caninos observados na Figura 19, na projeção LL a técnica otimizada proporciona mesma resolução espacial, praticamente mesmo IQFinv e melhor baixo contraste (2,1% melhor) que a técnica CR e com menor kerma (5,6% de diminuição). Na projeção VD, a resolução espacial da técnica otimizada é a mesma do que a técnica em CR, porém a porcentagem de baixo contraste é pior, o IQFinv menor e o kerma obtido com técnica atual em CR é 29,5% menor.

Em exames de coxal felino, não há dados coletados para técnica atual em CR, então não há como fazer uma comparação entre as técnicas otimizadas em filme e as atualmente empregadas em CR e sim somente uma análise das primeiras. As técnicas otimizadas em felinos apresentaram as maiores resoluções espaciais e IQFinv e as piores porcentagem de baixo contraste com um pequeno kerma de 0,05 mGy como demonstrado na Tabela 7 e Figura 20.

Em exames de coxal canino, na projeção LL as duas técnicas obtiveram a mesma resolução espacial, porém a técnica otimizada proporciona melhor baixo contraste e maior IQFinv com um aumento de 44% no kerma. Já na projeção VD, a técnica em CR proporciona maior resolução, pior baixo contraste e menor IQFinv com redução de 20% no kerma em relação a técnica otimizada.

Tabela 7: Parâmetros de qualidade da imagem analisados nos exames de coxal.

Exame	Resolução Espacial (lp/mm)	Baixo Contraste (%)	IQFinv	Kerma no ar (mGy)
CC-LL OT	2	4,5	3,80	1,421
CC-LL CR	2	6,6	1,33	0,783
CC-VD OT	2,2	3,9	3,43	0,989
CC-VD CR	2,2	6,6	3,19	0,788
CF-LL OT	2,8	8,6	4,39	0,062
CF-LL CR	-	-	-	-
CF-VD OT	3,1	7,6	3,85	0,059
CF-VD CR	-	-	-	-

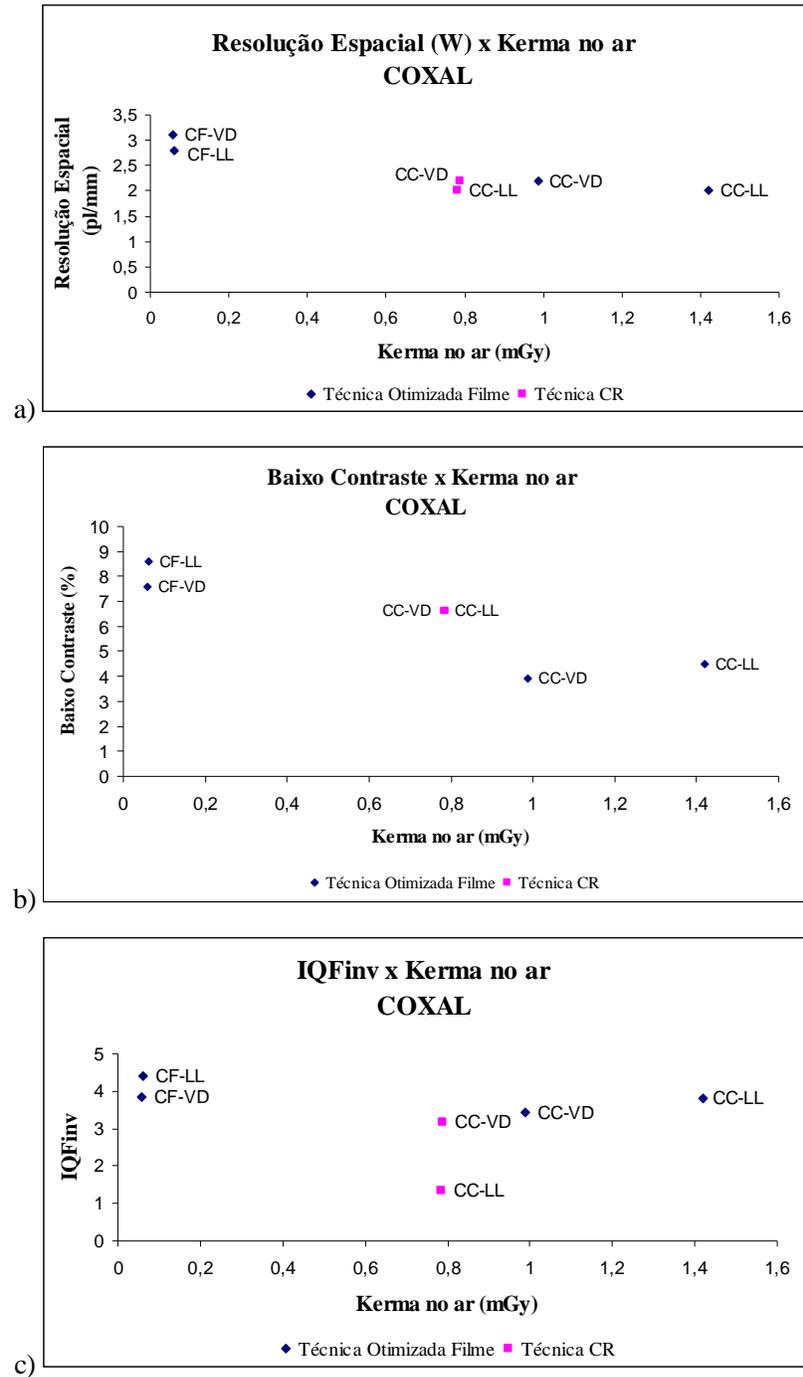


Figura 20: Parâmetros de qualidade da imagem comparados com kerma no ar em exames de Coxal. a) Resolução Espacial versus kerma no ar; b) Baixo Contraste versus kerma no ar; c) IQFInv versus kerma no ar.

DISCUSSÃO

Na transição para o sistema de radiologia computadorizada, observou-se que houve redução de kerma no ar na maioria das técnicas, com redução de até 31,8% para tórax e 83% para coxal. Em geral, a utilização desta nova tecnologia possibilitou uma menor dose aos animais e acompanhantes destes. Porém, em animais PP houve um aumento significativo, cerca de 169% e tal técnica atualmente utilizada deve ser revisada.

Em relação aos parâmetros utilizados na carta técnica podemos dizer que a redução de produto corrente-tempo (mAs) para diminuir exposição no paciente é limitado pelo aumento concomitante de ruído na imagem. Um método alternativo para isto é aumentar a tensão (kVp) enquanto diminui o produto corrente-tempo. A tensão (kVp) afeta o enegrecimento da imagem quadraticamente. Isto é porque menos de feixe de alta energia é atenuado pelo paciente. Então, se aumenta a tensão, pode-se diminuir o produto corrente-tempo e alcançar o mesmo enegrecimento de imagem com menor exposição para o paciente e nenhum aumento de ruído [21]. Este princípio de otimização foi usado para a otimização das técnicas de écran-filme, por isso estas foram utilizadas em irradiações de IPs para uma possível otimização das técnicas atuais empregadas em CR (Tabela 5). E os tempos menores de exposição encontrados nas técnicas otimizadas em filme atraem seu uso em veterinária devido a constante movimentação do animal voluntária (o proprietário muitas vezes não consegue imobilizar o animal) e involuntária (o animal não prende a respiração durante o exame de tórax).

Tendo em vista as características estruturais anatômicas da região torácica, percebe-se que a existência de um *gap* de ar (correspondente à estrutura pulmonar) contribuem para a obtenção de uma imagem radiográfica com alto contraste por si só. Desta forma, mediante as características das estruturas anatômicas da região torácica, ao se avaliar a imagem espera-se que esteja reproduzido todo o padrão vascular em todo o pulmão bem como as possíveis alterações passíveis de visualização radiográfica envolvendo a região. Conclui-se que uma imagem radiográfica de tórax de qualidade satisfatória deve permitir uma acurada avaliação acerca de resolução espacial e detalhe, ou seja, para detalhes circulares, espera-se que a imagem atinja um alto contraste de 0,7 mm e em baixo contraste de pelo menos 2 mm de diâmetro. Para detalhes lineares espera-se alto contraste de pelo menos 0,3 mm e 2 mm de largura para baixo contraste

[19]. Levando em consideração essas características da imagem, observou-se na Figura 19 e Tabela 6 que para exames de tórax em felinos na projeção LL, a técnica atualmente empregada em CR obtém maior resolução espacial e maior IQF_{inv}, porém com um kerma maior. Na projeção VD, a técnica atual em CR também proporciona maior resolução com um maior kerma e o IQF_{inv} é menor do que o da técnica otimizada, porém a diferença é de apenas 0,2. Então, apesar dos kermas maiores, as técnicas em CR atualmente utilizadas para exames de tórax em felinos não devem ser substituídas pelas técnicas otimizadas em filme pois a qualidade do diagnóstico tem que ser mantida e uma menor dose ao paciente pode ser alcançada com estudos futuros. Para exames de tórax em caninos na projeção LL a técnica otimizada proporciona mesma resolução espacial e praticamente mesmo IQF_{inv} (diferença de 0,05) com kerma no ar menor em 5%. Na projeção VD, a técnica otimizada obtém mesma resolução espacial, menor IQF_{inv} e maior kerma no ar. Então, a técnica otimizada em filme para exame de tórax em caninos na projeção LL pode ser usada como técnica otimizada para o novo sistema CR, pois mantém a qualidade da imagem com uma menor dose ao paciente. Já na projeção VD, mantém-se as técnicas atualmente empregadas em CR pois um bom diagnóstico tem que ser mantido (informações podem ser perdidas ao se escolher técnicas com parâmetros de qualidade da imagem inferiores em prol de uma menor dose) e posteriores estudos podem proporcionar mesma ou maior qualidade da imagem com uma menor dose, como já dito anteriormente.

Em relação à região do coxal, busca-se identificar alterações principalmente em tecido ósseo. Devido a este fato, para uma radiografia ser classificada como de qualidade satisfatória, esta deve apresentar bom contraste em pequenos detalhes. Para isso, o dispositivo contraste-detalle deve fornecer um valor maior de IQF_{inv} e deve-se distinguir objetos em baixo contraste. Observa-se na Figura 18 b e c que em exames de coxal canino nas projeções LL e VD a técnica otimizada em filme obteve melhor porcentagem de baixo contraste e maior IQF_{inv}, porém com kermas no ar maiores em até 44% na projeção VD. Apesar das técnicas otimizadas em coxal caninos em ambas as projeções proporcionarem imagens de melhor qualidade em tempos menores como demonstrado na Tabela 5 (o que acarreta teoricamente em menos repetições de radiografias e conseqüentemente uma possível menor dose), as técnicas em CR não devem ser substituídas pelas otimizadas em filme. O diagnóstico com as atuais técnicas é aceito qualitativamente pelos veterinários do serviço e estudos mais aprofundados podem melhorar a qualidade das imagens com doses iguais ou até menores. As técnicas

em CR empregadas em exames de coxal felinos não puderam ser analisadas pois não foi possível obter esses dados para este estudo.

CONCLUSÃO

A utilização de radiologia computadorizada de modo geral possibilitou a redução de doses nos pacientes e acompanhantes. Uma otimização preliminar das técnicas atualmente empregadas no serviço após a transição de sistemas foi possível para exames de tórax canino na projeção LL, obtendo-se uma imagem de boa qualidade com menor kerma no ar.

Uma futura exploração com modelos de animais (objetos simuladores mais precisos) em CR para redução da exposição a radiação é necessário. Primeiro, uma combinação de maior tensão e menor produto corrente-tempo do que os testados neste estudo podem obter maior redução de exposição. Segundo, filtração adicional pode ser considerada para reduzir o número de fótons de baixa energia que são absorvidos pelo paciente e não contribuem para a imagem. Terceiro, usar algoritmos de processamento de imagem que se ajustam para a perda de contraste podem promover benefícios. Finalmente, uma vez reduzida a exposição em modelo experimental, testes clínicos serão necessários [21]. Devido o relacionamento entre nível de dose de radiação e desempenho diagnóstico ser extremamente difícil de quantificar, pode ser usado a análise de qualidade de imagem subjetiva baseada na experiência do observador e preferência deste [22] (no caso, radiologistas veterinários).

Assim, estudos posteriores visam uma melhor otimização para as técnicas utilizadas não somente em exames de tórax e coxal, mas também outros exames realizados no Hospital Veterinário em questão. E também em outros equipamentos de raios X que o serviço possui ou virão a adquirir.

REFERÊNCIAS

- [1] LANÇA, L.; SILVA, A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. **Radiography**, v.15, p.58-62, 2009.

- [2] ROWLANDS, J.A. The physics of computed radiography. **Physics in Medicine and Biology**, v.47, p.123-166, 2002.
- [3] MATTOON, J.S; SMITH, C. Breakthroughs in Radiography: Computed Radiography. **Compendium on continuing education for the practising veterinarian**, v.16,p-58-66, 2004.
- [4] LANÇA, L.; SILVA, A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. **Radiography**, v.15, p.134-138, 2009.
- [5] LU Z.F.; NICKOLOFF, J.C.; DUTTA, A.K. Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast-detail phantom. **Journal of Applied Clinical Physics**, v.4, p.1526-9914, 2003.
- [6] VANÕ, E.; et al. Transition from Screen-Film to Digital radiography: Evolution of Patient Radiation Doses at Projection Radiography. **Radiology**, v.243, p.461-466, 2007.
- [7] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde**. Diário Oficial da União. Brasília, 2 jun. 1998. (Portaria MS 453/98).
- [8] AUSTRALIAN RADIATION PROTECTION AND NUCLEAR SAFETY AGENCY. **Code of Practice & Safety Guide: Radiation Protection in Veterinary Medicine**. Yallambie: ARPANSA, 2009.
- [9] HEALTH AND WELFARE CANADA. **Radiation Protection in Veterinary Medicine: Recommended Safety Procedures for Installation and Use of Veterinary X-Ray Equipment**. Ottawa: HWC, 1991. (Safety Code 28).
- [10] NATIONAL COENCIL ON RADIATION PROTECTION & MEASUREMENTS. **Radiation Protection in Veterinary Medicine**. Bethesda: NCRP, 2004.
- [11] RADIOLOGICAL PROTECTION INSTITUTE OF IRELAND. **Code of Practice for Radiation Protection in Veterinary Medicine**. Dublin: RPII, 2002.
- [12] GRAY, J.E.; et al. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact. **Radiology**, v.235, p.354-358, 2005.
- [13] PAES, W. S. **Curso de Radioproteção com Ênfase no Uso, Preparo e Manuseio de Fontes Radioativas Não Seladas**. Publicação eletrônica, 2004.
Disponível em <www.shs.eesc.usp.br/eventos/cursos/radioprotecao/divulgacao.PDF> - Acesso em 12/05/2009.

- [14] TAHUATA, L.; et AL. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003. 263p.
- [15] WIDMER, W.R. Acquisiton hardware for digital imaging. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v.49, n.1, p.S2-S8, 2008.
- [16] BUSHBERG, J.T.; et al. **The essential physics of medical imaging**. 2ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 933p.
- [17] COWEN, A.R.; DAVIES, A.G.; KENGYELICS, S.M. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. **Clinical Radiology**, v.62, p.1132-1142, 2007.
- [18] 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.
- [19] PINTO, A.C.B.C.F.; et al. **Análise preliminar das doses para avaliação da qualidade da imagem em exames radiográficos na Radiologia Veterinária**. In: XIV CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 8-12 outubro, 2009, São Paulo. **Resumo**. São Paulo.
- [20] HAUS, A.G. **Advances in Film Processing Systems Technology and Quality Control in Medical Imaging**. Madison: Medical Physics, 2001. 229p.
- [21] DON, S.; et al. Computed Radiography versus Screen-Film Radiography: Detection of Pulmonary Edema in a Rabbit Model That Simulates Neonatal Pulmonary Infiltrates. **Radiology**, v.213, p.455-460, 1999.
- [22] ALDRICH, J.E.; et al. Optimization of Dose and Image Quality for Computed Radiography and Digital Radiography. **Journal of Digital Imaging**, v.19, n.2, p.126-131, 2006.