

**Otimização de técnicas de exposição em sistema de radiologia
computadorizada (RC)****Optimization of exposure techniques in computerized radiology (RC)
system**

DOI:10.34119/bjhrv2n5-015

Recebimento dos originais: 10/08/2019

Aceitação para publicação: 19/09/2019

Thiago Victorino Claus

Mestrando em Proteção Radiológica pelo IFSC

Instituição: Instituto Federal de Santa Catarina - IFSC

Endereço: Av. Mauro Ramos, 950 - Centro, Florianópolis - SC, Brasil. Cep 88020-300

E-mail: clausrx@gmail.com

Flávio A.P. Soares

Doutor em Física Médica pela Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)

Instituição: Instituto Federal de Santa Catarina – IFSC

Endereço: Av. Mauro Ramos, 950 - Centro, Florianópolis - SC, Brasil. Cep 88020-300

E-mail: Flávio@ifsc.edu.br

Guilherme Lopes Weis

Mestre em Engenharia de Produção pela Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)
e Especialista em radiodiagnóstico e medicina nuclear.

Instituição: Serviço de Radiologia do Hospital Universitário de Santa Maria - HUSM
(AV. Roraima, 1000 - Camobi, Santa Maria- RS, 97105 – 900).

E-mail: glweis@gmail.com

Tadeu Bauhardt

Especialista em Radiodiagnóstico e Radioterapia

Instituição: Serviço de Radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria - HUSM
(AV. Roraima, 1000 - Camobi, Santa Maria- RS, 97105 – 900).

E-mail: tadeurs@gmail.com

RESUMO

Em 2009, o Conselho de Ciências da Associação Americana de Física Médica (AAPM), concluiu em seu relatório nº 116, que a dose do paciente tende a aumentar gradualmente ao longo do tempo com a utilização de imagens radiográficas digitais. A falta de padronização dos indicadores de exposição (IE) por diferentes fabricantes e a carência de treinamento prático e objetivo de regras baseadas na exposição do detector de imagem são os fatores mais relevantes. A pesquisa de otimização concentrou-se principalmente na otimização da técnica de exposição para aquisição da imagem de Radiologia Computadorizada (RC) como meio de implementar o filosofia ALARA. Com a nova tecnologia de aquisição de imagem digital em sistema de RC, os profissionais têm oportunidade de reduzir a dose em pacientes devido a resposta do detector de imagem digital estar linearmente relacionada com a dose de radiação. A aplicação prática deste

conhecimento depende fundamentalmente da interação de toda a equipe do serviço de radiologia, de forma que o profissional da radiologia, responsável por estabelecer a técnica de exposição durante o exame radiográfico, e o médico radiologista, responsável por laudar a imagem obtida tenham, não somente, acesso aos dados obtidos pelo físico responsável pela coleta dos dados no processo de controle de qualidade, mas que também seja debatido como a correta utilização destes parâmetros podem resultar em uma real otimização de dose durante a prática clínica sem prejudicar a qualidade do laudo gerado.

Palavras-chave: *Otimização, Radiologia Computadorizada (RC), Técnica de Exposição e Segurança do Paciente.*

ABSTRACT

In 2009, the Science Period Council of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) concluded in its Report 116 that the patient dose tends to increase over time with the use of digital radiographic images. The lack of standardization of exposure indicators by different manufacturers and the lack of practical training and objective rules based on exposure of the image detector are the most relevant factors. Optimization research has focused mainly on optimizing the exposure technique for computerized radiology (CR) image acquisition as a means of implementing the ALARA philosophy. With the new digital CR image technology, professionals have the opportunity to reduce the dose in patients because the digital image detector response is linearly related to the radiation dose. The practical application of this knowledge depends fundamentally on the interaction of the entire radiology service team, so that the radiology professional responsible for establishing the exposure technique during the radiographic examination and the radiologist responsible for evaluate the image obtained have not only can access to data obtained by the physicist responsible for data collection in the quality control process, but also be debated how the correct use of these parameters can result in a real dose optimization during a clinical practice without prejudice to the quality of the report generated.

Keywords: Optimization, Computerized Radiology (CR), Exposure Technique and Patient Safety.

1 INTRODUÇÃO

O uso dos raios X na medicina produz muitos benefícios, entretanto, para proteção radiológica usa-se o princípio da otimização a fim de diminuir os malefícios da radiação. Ou seja, o uso dos raios X para o processo de obtenção da mais alta qualidade diagnóstica das imagens, deve estar associado à menor dose de radiação ionizante possível ao paciente [1-3].

Contudo a grande inovação do sistema de radiologia computadorizada (RC) sobre o sistema tela-filme é relacionado às suas vantagens indiscutíveis em relação à qualidade e manipulação digital da imagem aprimoradas no contexto de um arquivamento de imagens e sistema de comunicação digital. Entretanto, na RC uma dose maior no paciente geralmente significa melhor qualidade de imagem, pois a melhora na Relação Sinal-

Ruído, o que leva a uma tendência em aumentar as técnicas de exposição inadequadamente durante os exames radiográficos. Assim novos desafios surgem no processo de otimização da dose e protocolos de exames e gerenciamento de dose para o paciente em sistema RC [2-4].

Além dos parâmetros elétricos (tensão, corrente e tempo de exposição), à filtração e a colimação são dois dispositivos importantes na redução de dose no paciente durante os exames radiográficos [3,4].

Atualmente a RC é o método de imagem digital mais empregado na prática clínica que usa a mesma ampola e mesa de exames do diagnóstico convencional, apenas com a substituição da tela intensificadora e do filme por uma placa/cassete com detectores digitais [3]. Esta placa detectora, conhecida como Placa de Imagem (PI) grava uma imagem invisível (latente) numa película contendo fósforo fotoestimulável de maneira similar à imagem latente que é formada no filme radiográfico, quando atingido pelos raios X que passam através do paciente [3,4].

A imagem digital é o resultado final da operação de leitura do fósforo e de algoritmos computacionais sobre dados originais adquiridos, que é então exibida na tela da estação de trabalho. Operações de pós-processamento permitem que o profissional de radiologia ajuste o brilho, o contraste ou a ampliação da imagem conforme o objetivo do estudo [5,6].

Uma característica importante atribuída a imagem radiográfica digital é o indicador de exposição (IE), este determina se a técnica de exposição - quantidade de radiação, foi adequada para cada tipo de estudo radiográfico, o uso clínico do IE é essencialmente o mesmo que o da densidade óptica (DO) no sistema tela-filme: serve como um indicador se a técnica de exposição foi adequada de acordo com as preferências clínicas do serviço [1-3].

No entanto os indicadores de exposição em RC não estão relacionados ao brilho da imagem no monitor nem a densidade de uma cópia impressa, mas no *feedback* sobre a exposição fornecida ao detector e a resposta apresentada pelo sistema de imagem. Assim o resultado pode ser técnicas de exposições amplamente variadas para a mesma anatomia em estudo, com consequências para a qualidade da imagem e exposição à radiação do paciente [1-4].

Em 2015, o Conselho de Ciências da Associação Americana de Física Médica (AAPM), concluiu em seu relatório nº 151, que o foco principal é o processo contínuo de controle de qualidade (CQ), incluindo análise de imagem rejeitada, análise de exposição

e identificação de artefatos em radiologia digital. O processo de CQ envolve todos os profissionais da radiologia, desde o radiologista que avalia as imagens, físicos médicos especializados que avaliam o equipamento radiográfico e os técnicos/tecnólogos em radiologia que ficam responsável pela operação diária do CQ [2-4].

No Brasil a publicação de Número 453 do Ministério da Saúde determina as diretrizes de proteção radiológica em Radiodiagnóstico médico e odontológico. Nesta Portaria, ficou estabelecido que as instalações e as práticas clínicas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que as doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais respeitem o princípio ALARA, bem como as restrições de dose aplicáveis [7,14].

Diante do contexto acima, este estudo visa comparar os principais documentos internacionais e nacionais acerca da otimização e gerenciamento de exposições médicas em pacientes submetidos à RC.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo envolveu uma revisão bibliográfica com o intuito de atualizar as informações pertinentes ao tema a respeito da segurança e proteção radiológica para pacientes submetidos à exposições médicas em sistema RC. Sendo assim, a busca em documentos divulgados pelas seguintes organizações: Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), a Associação Americana de Física Médica (AAPM), Normas da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e artigos indexados nas bases de dados nos portais de periódicos (Scopus, Science Direct ou Scielo). O período da pesquisa ocorreu entre os meses de março a abril de 2019. Os documentos foram analisados e comparados, obtendo-se uma análise descritiva dos dados acerca da política de segurança para pacientes submetidos a técnicas radiográficas para o sistema RC. Logo buscou-se a revisão em artigos, livros, documentos e normas para comparação entre as recomendações Internacionais e normas nacionais e adotou-se como critério de inclusão os descritores: Segurança do Paciente, Otimização, Radiologia Computadorizada (RC) e Controle de Qualidade (CQ) da Imagem em inglês, espanhol e em português, assim como os estudos publicações posteriores ao ano 2003. Como critério de exclusão, os estudos que não preencherem os critérios de inclusão.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. SISTEMA DE RADIOLOGIA COMPUTADORIZADA (RC)

A imagem digital surgiu em 1981 com o sistema de Radiologia Computadorizada (RC) desenvolvido pela FUJI. Desde a sua introdução há quase 40 anos, a radiografia digital tornou-se uma tecnologia padrão na maioria das instituições [3,5].

Atualmente a RC vem substituindo as técnicas convencionais de sistema tela-filme, a diferença é a utilização de uma Placa de Imagem (PI) em substituição ao sistema convencional. Essa PI também é denominada Tela de Fósforo Fotoestimulável (TFF), composta por haletos de flúor bário ativado com európio, que têm a propriedade de armazenar a energia na forma de elétrons presos (aprisionados em estado metaestável) para posterior leitura. Em seguida, o cassete exposto é colocado em um leitor de TFF, a PI é removida do cassete e a imagem latente gravada é escaneada linha por linha por um feixe de *laser*. Enquanto o laser varre a imagem, o fósforo da PI libera os elétrons de suas prisões. Na liberação, esses elétrons fazem o fósforo emitir luz azul, cujo comprimento de onda é menor do que aquele do feixe de *laser*. A intensidade da luz azul é dependente da quantidade de energia absorvida pelos raios X, essa luminescência gera um sinal elétrico, que vem a ser convertido em uma imagem em escala de cinzas, em um formato digital visualizada em um monitor para manipulação e impressão. A PI é apagada dentro do leitor, em seguida carregada para dentro do cassete e devolvida pronta para a próxima exposição [3-6].

O processamento das imagens digitais envolve a aplicação de sistemática de fórmulas matemáticas altamente complexas chamadas *algoritmos*, ou seja, as imagens processadas em sistema de RC são uma representação numérica das intensidades de raios X transmitidas por intermédio do paciente. Cada imagem fornece uma representação bidimensional que é formada por uma matriz de quadros de elementos chamados pixels, na imagem digital cada pixel representa a menor unidade na imagem, colunas e filas de pixels compõem a matriz [5,6].

Com substituição do sistema tela-filme para a digitalização das imagens surge uma preocupação com a dose de exposição, pois por um lado a nova técnica têm potencial de melhorar a prática da radiologia, quanto a ampla faixa dinâmica, pós processamento, transferência eletrônica e arquivamento em arquivos digitais, por outro lado podem aumentar significativamente as doses em pacientes principalmente pela mudança de paradigmas entre sistemas tela-filme e de RC[3,5,9].

3.2. MUDANÇA DE PARADIGMAS ENTRE SISTEMAS TELA-FILME E DE RC

A partir do painel de comando é possível ajustar as técnicas de exposição para cada procedimento radiográfico, ou seja, os parâmetros elétricos do feixe de raios X, diferença de tensão aplicada (kVp) e quantidade de raios X - produto da corrente elétrica e tempo de exposição (mAs) para aquisição de cada radiografia. Entretanto existem outras características do equipamento que não dependem do profissional da radiologia, mas sim são características inerentes do equipamento radiográfico, como filtração (qualidade do feixe de raios X), forma da onda e material que compõe o alvo (quantidade de raios X produzidos) [9].

A mudança de paradigmas na interdependência da técnica de exposição e a resposta na qualidade da imagem entre o sistema tela-filme e o de RC é mostrado na Tabela 1 abaixo.

Tabela 1: Influência da técnica de exposição em sistemas de Radiologia [3,5,6].

Sistema de radiologia	Interdependência da técnica de exposição e a qualidade da imagem
Tela-Filme	tensão controla o contraste e deve ser selecionado com base na espessura da anatomia da região radiografada e que a corrente -controla a densidade óptica - DO), seja selecionada para produzir uma apropriada DO na imagem final.
Radiologia Computadorizada (RC)	O contraste na imagem digital é independente da dose, logo a tensão tem menor importância. Para uma dada técnica radiográfica, a tensão deveria aumentar e uma redução na corrente deveria ser notada com exames sucessivos. O resultado será uma resolução de contraste adequada, uma resolução espacial constante e redução de dose no paciente.

Na imagem digital a superexposição e subexposição não são facilmente reconhecíveis como no sistema tela-filme, e ainda, o indicativo de uma exposição baixa ou excessiva está no nível quantitativo de ruído da respectiva imagem processada digitalmente [5]. Neste caso o aumento ou a redução do ruído é característico da subexposição ou superexposição, respectivamente, entretanto qualitativamente o brilho geral da imagem que aparece no monitor após o processamento digital não depende da

exposição ao detector, mas devido ao pós-processamento aplicado aos dados da imagem adquirida [6].

Assim a exibição da imagem digital independe da aquisição, este pode ser um conceito novo para os técnicos/tecnólogos que operam sistemas de RC, pois estão acostumados a avaliar e relacionar o contraste radiográfico à técnica de exposição. Na digitalização das imagens não existe uma relação fixa entre a exposição à radiação e a densidade resultante na imagem [5-6].

Para equipamentos que dispõem de técnicas de exposição automática, ou seja, controle automático de exposição (CAE), a intensidade da radiação é medida por uma fotocélula ou por uma câmara de ionização. Assim, a exposição da radiação ao paciente é encerrada quando a quantidade adequada atinge o receptor/detector de imagem. Para garantir o uso correto do CAE é exigido que o posicionamento do paciente seja extremamente preciso, assim a região a ser radiografada deve ser posicionada abaixo do fototempORIZADOR para assegurar uma medição adequada do feixe e produzindo radiografias com a melhor qualidade [3,6,8].

Para produzir uma imagem radiográfica utilizando o CAE o técnico/tecnólogo seleciona a região de estudo e a densidade conforme o objetivo radiográfico antes de cada exposição. Todos os fatores que envolve a técnica de exposição devem estar pré-programadas no equipamento e ser continuamente ajustadas e avaliadas até que um quadro inteiro de exames esteja otimizado de maneira que se obtenha menor dose de exposição para o paciente e melhor qualidade de imagem [3,8].

Os fatores mostrados na Tabela 2 devem ser considerados na elaboração de protocolo para otimizar procedimentos radiográficos para equipamentos que dispõem de CAE.

Tabela 2: Fatores para construção de protocolos otimizados para equipamentos que dispõem de CAE [3].

Fatores de seleção	Razões para seleção
kVp	Selecionar para cada região/espessura anatômica
Densidade	Balanco na característica da tamanho de campo irradiado ou região anatômica
Colimação	Reduzir dose no paciente e garantir resposta adequada do CAE
Seleção de acessórios	Otimizar a razão entre a dose de radiação e a qualidade da imagem

A otimização é aplicada nos procedimentos cotidianos de trabalho, sua aplicação prática envolve desde o bom senso e treinamento dos profissionais envolvidos, até processos quantitativos complexos de ferramentas de desempenho em sistema RC [3,5].

3.3 FERRAMENTAS DE DESEMPENHO EM SISTEMA DE RC

O material do detector e a tecnologia de leitura melhorou continuamente nas últimas décadas, apresentando atualmente melhor eficiência de dose e resolução geométrica. Com mais inovações recentes, como a tecnologia de leitura dupla, melhorias substanciais na eficiência da dose tornou-se disponível. A eficiência de sistemas de RC é melhor do que a de uma combinação do antigo sistema tela-filme de classe de velocidade de 400, ou seja, atualmente a RC usa um receptor de imagem mais rápido se comparado com sistema com filme de velocidade 400. Dependendo da tecnologia utilizada, um detector digital pode requerer menor quantidade de raios X para digitalizar adequadamente e representar a região anatômica radiografada, esta aceitação de variação de técnica de exposição para produzir uma imagem de qualidade [11-13].

A Tabela 3 apresenta as ferramentas importantes para descrever o desempenho físico de um detector de sistema digital e pós processamento da imagem que determinam a qualidade da imagem e suas características.

Tabela 3: Ferramentas importantes que determinam a qualidade da imagem e suas características [4,11,12].

Ferramentas de desempenho em sistema digital e suas características	
Faixa dinâmica	Objetiva normalizar o sinal dos dados adquiridos, um processo que coloca automaticamente a conversão do sinal digital para valores de escala de cinza.
Resolução espacial	Descreve a separação mínima de espaço necessária para resolver dois (ou mais) detalhes de imagem de alto contraste como entidades independentes.
Razão Sinal Ruído(RSR)	Ruído limita a resolução de contraste; então, quando existe uma alta RSR, os profissionais se esforçam para realizar imagem como possível de acordo com o princípio ALARA.
Eficiência Quântica do Detector (EQD)	Razão entre o fluxo de fótons de raios X incidentes sobre o detector de imagens e o valor que é contabilizado ou interage com o detector.
Pós-processamento	Vários algoritmos permitem separar, melhorar e suprimir estruturas de imagem de acordo com seu contraste (amplitude), seu tamanho (faixas de frequência espacial) e sua densidade.

A faixa dinâmica de radiografia digital é 400 vezes mais ampla em comparação com o filme convencional, o que significa que sistemas digitais podem obter informações sobre a imagem através de uma grande variação de doses de entrada. Ambos, faixa dinâmica mais ampla do detector e normalização de sinal, tornam a densidade óptica de imagem independente da dose para produzir uma imagem de qualidade mais constante em relação ao contraste e nível de cinza [12,13].

A resolução espacial é influenciada por vários fatores, como o material do detector, a espessura do detector, o tamanho do feixe do laser, o pré e pós-processamento e, finalmente, o tamanho do pixel.

Em geral, com a elevação da corrente, a RSR também é aumentada, embora seja à custa da elevação da dose no paciente. Este é um dilema que é enfrentado na imagem radiográfica digital. Assim, o parâmetro que passa a determinar a qualidade da imagem é a razão entre o sinal e o ruído, pois este está relacionado ao conteúdo de informação da imagem [4-6].

O termo "eficiência quântica do detector" (EQD) é considerado como o melhor indicador para descrever o desempenho físico de sistemas radiográficos. Quanto maior o valor do EQD, mais eficiente é o detector na interação com os raios X. A magnitude da EQD é influenciada pela energia efetiva do feixe de raios X, nível da dose de entrada no detector, o próprio sistema detector (pelas densidades da camada de captura e sua composição atômica) e à frequência espacial do sinal [6,12,13].

O Índice de Exposição (IE) é um parâmetro numérico desenvolvido pelos fabricantes de sistema digital para fornecer ao usuário uma indicação quanto à quantidade de exposição que atingiu a PI nos sistemas radiográficos digitais, isto fornece ao técnico/tecnólogo em radiologia uma indicação se a técnica de exposição usada é apropriada para o exame/anatomia em estudo.

O IE não é a dose do paciente. A dose do paciente depende de vários fatores como kVp, mAs, filtragem de feixe, parte do corpo radiografada e colimação. O significado do IE é que ele é uma ferramenta importante para fins de controle de qualidade, uso adequado do equipamento e “para otimizar a dose de radiação entregue ao paciente” conforme o estudo radiográfico de interesse [11].

O IE pode ser usado como uma estratégia para o gerenciamento de dose em pacientes. O cuidado na escolha dos parâmetros elétricos para cada procedimento radiográfico com base no IE característico do sistema de RC é uma oportunidade para a otimização de dose, ou ainda, protocolos de técnicas radiográficas bem estabelecidos para controlar a dose no paciente e abordagens operacionais para melhorar a qualidade da imagem, são ferramentas importantes no processo de otimização [10].

O pós processamento de imagem influencia criticamente a qualidade visual da imagem, pois a aplicação de janelas de níveis de cinza podem fornecer um contraste de imagem ideal independente da exposição, ou até mesmo melhorar seletivamente estruturas de um determinado tamanho ou realçar estruturas de baixo contraste [6,13].

A implementação do sistema RC resultou em menos repetições, maior eficiência e redução de custos dos setores de radiodiagnóstico. Talvez a principal característica favorável da imagem digital é a oportunidade para redução de dose de radiação no paciente devido [5,6]:

- *Maneira linear de resposta do detector;*
- *Maior eficiência quântica de detecção (EQD) do receptor de imagem digital.*

3.5 INTERDEPENDÊNCIA ENTRE A TÉCNICA DE EXPOSIÇÃO E A DOSE PARA O PACIENTE

Esforços para otimizar a qualidade da imagem e gerenciamento da dose em pacientes com sistema de RC começaram com a introdução da nova tecnologia na prática clínica e continua até hoje. Investigadores iniciais relataram reduções de dose pela técnica radiográfica, menor índice de repetição de imagens devido ao processamento digital e pós-processamento das imagens digitais [3,6].

Em 2004, a International Commission on Radiological Protection (ICRP) em sua publicação de nº 93, com o título *Managing patient dose in digital radiology* (Gerenciando a dose do paciente na radiologia) considera que a tecnologia digital está avançando com muita rapidez e se não se tem atenção aos aspectos de proteção radiológica em radiologia digital, as exposições aos pacientes podem aumentar de forma significativa sem o correspondente benefício [10].

O uso da radiação em pacientes têm sempre uma relação de risco versus benefício. O benefício é o potencial que um bom diagnóstico resultante da imagem radiográfica tem de influenciar positivamente o tratamento. O risco potencial é o de desenvolver câncer, ou outras patologias, a partir da exposição à radiação. Embora o risco de desenvolver uma malignidade em procedimentos radiográficos seja muito pequeno, o princípio ALARA ainda deve ser usado [10-13].

O princípio ALARA é o mais relevante princípio do sistema de proteção radiológica. Pelo fato de a maioria dos procedimentos que causam exposições médicas estar claramente justificada, assim tem sido dada menos atenção à otimização da proteção em exposição médica do que a maioria das outras aplicações [12,13].

Em radiologia, a ênfase é dada na prática clínica, ou seja, pela técnica de exposição porque estes influenciam diretamente nos níveis de exposição dos pacientes, da equipe médica e, às vezes, do público. O objetivo básico da otimização é ajustar as medidas de proteção de modo que o benefício líquido seja maximizado, com o mínimo de dose, a menos que se demonstre que a proteção, ou a redução, é muito dispendiosa ou que compliquem demais o procedimento para qual elas se aplicam, ou ainda reduzam impropriamente o benefício do procedimento [13,14].

O uso de fatores mais apropriados de técnica de exposição (kVp e mAs) é a base para a produção de uma imagem com qualidade diagnóstica, ao mesmo tempo que desempenham um papel significativo na determinação da dose para o paciente. A seleção dos fatores adequados de técnica de exposição é uma das opções fundamentais para a

implementação do princípio ALARA durante a prática clínica diária de exames radiográficos[11-13].

Os raios X ao interagir com a região de estudo, depositará energia ou será transmitido. No primeiro caso, haverá deposição de energia através do efeito fotoelétrico e espalhamento Compton, no segundo, os raios X atravessam a estrutura sem interagir. Quanto mais alta a energia da radiação (kVp), menor a probabilidade de interação com o paciente e maior a quantidade de fótons transmitidos, que atingiram a placa de imagem (IP), isto é, menor a dose absorvida no tecido do paciente [13,14].

Os mecanismos naturais de defesa do organismo podem reparar ou não uma célula lesada pela radiação. Contudo as mesmas são utilizadas em seres humanos pelos inegáveis benefícios diagnósticos propiciados (princípio da beneficência), para isso foram estabelecidos critérios restritos de proteção, que, no seu conjunto, constituem as normas de proteção radiológica, visando minimizar a exposição a um mínimo necessário, tanto para os pacientes como para os profissionais da área [3,4,15].

Os técnicos/tecnólogos de radiologia devem otimizar técnicas de exposição para minimizar a dose ao paciente, e o serviço de física médica deve avaliar por testes de desempenho de equipamentos (CQ) e gerenciamento de doses de pacientes para informar e facilitar o processo de otimização [18].

Otimização, portanto, envolve estratégias para gerenciar a dose de radiação ao paciente. Critérios foram elaborados por radiologistas, físicos, especialistas em proteção radiológica e autoridades na área da saúde, entre outros, com base nos princípios de proteção recomendados International Commission on Radiation Protection (ICRP), considerando níveis de referência de dose. Não há recomendação de dose limite na irradiação de pacientes, apenas otimização do processo, neste sentido os profissionais são os indivíduos diretamente ligados a este processo.

Com a implantação das novas tecnologias em sistemas digitais, os profissionais têm oportunidade de otimizar a técnica de exposição, podendo reduzir a dose em pacientes de 20% a 50%, dependendo do exame. No entanto, algo totalmente oposto têm ocorrido - o que muitos chamam de “dose desnecessária” [3].

A tabela 4 apresenta ajustes nas técnicas de exposição, maior kVp e menor mAs, que resultaram em doses menores, comparados com os níveis de referência estabelecidos pela portaria ministerial 453 [7].

Tabela 4: Comparação da estimativa da Dose de Entrada na Pele (DEP) e com os níveis de referência estabelecidos pelo manual técnico da ANVISA [14,17].

Região	Incidência	Espessura^[a] (cm)	Tensão (kVp)	Produto Corrente tempo (mAs)	DEP^[b] (mGy)	Nível de Referência^[c] (mGy)
Crânio	AP ^[e]	19	63	32	3,1	5
Crânio	Lateral	15	55	32	1,8	3
Tórax	PA ^[f]	23	96	2	0,08	0,40
Tórax	Lateral	32	114	2	0,13	1,50
Abdome	AP ^[e]	23	66	25	2,4	10
Col. Lombar	AP ^[e]	23	66	40	4,8	10
Col. Lombar	Lateral	30	80	40	7,6	30
Col. Lombar	JLS ^[d]	20	60	40	5,3	40

^[a]Espessuras radiográficas, considerando um paciente adulto típico (massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m)

^[b]Dose de Entrada na Pele (DEP); é considerada como o melhor indicador de efeitos determinísticos, tais como a morte de um número elevado de células, podendo levar ao colapso do tecido, que deixa de exercer suas funções no organismo, a unidade para dose no Sistema Internacional é o Gray (Gy).

^[c]Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia, em termos de Dose de entrada na pele, para paciente adulto típico. Obs. Esses valores de DEP referem-se a combinações tela-filme regulares. (velocidade relativa 200). Caso seja utilizada uma combinação com velocidade diferente, ajustar os valores de DEP proporcionalmente;

^[d]Junção Lombo Sacra;

^[e]AP- Ântero Posterior e

^[f]PA- Pósterio Anterior

Considerando os níveis de referência recomendados pelo manual técnico da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) [14], para uma incidência PA (Pósterio Anterior) de tórax, de 0,4 mGy, os valores medidos com a técnica de exposição de 96 kVp e 2 mAs para a mesma incidência são de 0,08 mGy, fornecendo uma dose de entrada na pele (DEP) do paciente cinco vezes menor. Outro exame importante na prática clínica é o da incidência AP (Ântero Posterior) da região do abdome. De acordo com os níveis de referência, a DEP esperada é de 10 mGy [14], com técnica de exposição de 66 kVp e 25 mAs, o valor da DEP é de 2,5 mGy, representando uma redução significativa em quatro vezes da dose. A redução da DEP no tórax e abdômen conseqüentemente reduz

a dose nos tecidos internos ou órgãos como pulmão, mama, tireóide, esôfago, medula óssea, estômago, fígado, cólon e bexiga, minimizando os riscos dos efeitos somáticos.

Neste sentido ainda se considerarmos o percentual de medula óssea incluída em um estudo radiográfico da região do tórax em uma incidência Pósterio Anterior (PA) em paciente adulto, a cintura escapular (8%), o osso esterno (3%) e as costelas (11%) representam um total de 22% de medula óssea irradiada. Já para um estudo da região do abdome que inclui a cintura pélvica (29%), vértebras lombares (11%) e sacro (11%), irradia-se mais de cinquenta por cento da medula óssea neste procedimento, conforme a Tabela 5.

Tabela 5: Distribuição da medula óssea ativa em adultos [3].

Região Anatômica	% de Medula Óssea
Crânio	10
Cintura escapular	8
Esterno	3
Costelas	11
Vértebras cervicais	4
Vértebras dorsais	13
Vértebras lombares	11
Sacro	11
Cintura pélvica	29
Total	100

Fonte: BUSHONG, ed 9, ano 2010, p.604

A dose no paciente é expressa em termos da dose na entrada da pele (DEP), dose nas gônadas (DG) e dose na medula óssea (DMO). A DEP é muito utilizada devida a facilidade de sua medição, já a DG é importante devido a possíveis alterações genéticas, e a DMO no controle da produção da células sanguíneas. Os efeitos hematológicos das radiações são raramente observados em radiologia diagnóstica, pois os níveis de exposição são infraclínicos, entretanto, as doses de radiação causam efeitos cumulativos [3].

4. CONCLUSÕES

Com a nova tecnologia de aquisição de imagem digital por sistema de RC, os profissionais têm oportunidade de reduzir a dose em pacientes devido a resposta linear do detector de imagem digital em relação a dose radiação. Ou seja, como o brilho e o contraste das imagens radiográficas digitais não estão diretamente relacionadas à técnica de exposição usada, logo a tensão aplicada se torna menos importante, contudo o aumento da tensão aplicada (kVp) acompanhada da redução da corrente (mAs) no equipamento radiográfico resulta em uma possível melhora da resolução de contraste, uma resolução espacial constante e a redução de dose no paciente, desde que seja atingida a faixa dos indicadores de exposição. Quanto mais alta a tensão aplicada, menor a probabilidade de interação com o paciente e maior a quantidade de fótons transmitidos, que atingiram a PI, isto é, menor a dose absorvida no tecido do paciente.

A aplicação prática deste conhecimento depende fundamentalmente da interação de toda a equipe do serviço de radiologia, de forma que o profissional da radiologia, responsável por estabelecer a técnica de exposição durante o exame radiográfico, e o médico radiologista, responsável por laudar a imagem obtida tenham, não somente, acesso aos dados obtidos pelo físico responsável pela coleta dos dados no processo de controle de qualidade, mas que também seja debatido como a correta utilização destes parâmetros podem resultar em uma real otimização de dose durante a prática clínica sem prejudicar a qualidade do laudo gerado.

AGRADECIMENTOS

O incentivo intelectual dos professores do curso de Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Santa Catarina.

REFERÊNCIAS

- [1] American Association of Physicists in Medicine. **An Exposure Indicator for Digital Radiography**. Medical Physics Publishing; 2009. AAPM Report No. 116.
- [2] American Association of Physicists in Medicine. **Ongoing Quality Control in Digital Radiography**. Medical Physics Publishing; 2015. AAPM Report No. 151.
- [3] BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. Ed. 9. São Paulo: Elsevier, 2010.

[4] UFFMANN, Martin; SCHAEFER-PROKOP, Cornelia. **Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose.** Disponível em: <www.elsevier.com/locate/ejrad>. Acesso em: 17 abr. 2019.

[5] Cowen AR, Davies AG, Kengyelics. **Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics.** Clin Radiol 2007.

[6] CARROLL, Q. B. **Radiography In The Digital Age: Physics - Exposure - Radiation Biology.** Ed. 2. China: Publisher, 2014.

[7] SVS/MS. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.** Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Portaria 453. 1998.

[8] MOORE, Craig S et al. **A practical method to calibrate and optimise automatic exposure control devices for computed radiography (CR) and digital radiography (DR) imaging systems using the signal-to-noise ratio (SNR) metric.** 2019. Disponível em: <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/2057-1976/ab123b>>. Acesso em: 22 abr. 2019.

[9] TILLY J. G. **Física radiológica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

[10] International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Managing patient dose in digital radiology.** ICRP Publication 93. New York: Elsevier Inc.; 2004. p. 1e73.

[11] SCHAEFER-PROKOP, C.m.; BOO, D.w. de; BOO, D.w. de. **DR and CR: Recent advances in technology.** 2009. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/ejrad>. Acesso em: 06 mar. 2019.

[12] SEERAM, Euclid et al. **Radiation dose optimization research: Exposure technique approaches in CR imaging e A literature review.** Disponível em: <www.elsevier.com/locate/radi>. Acesso em: 02 abr. 2019.

[13] HINOJOS-ARMENDÁRIZ, V.i.. **Optimisation of radiation dose and image quality in mobile neonatal chest radiography.** Disponível em: <[https://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174\(17\)30160-8/pdf](https://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174(17)30160-8/pdf)>. Acesso em: 4 mar.. 2019.

[14] Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança /** Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005. 104 p.

[15] WILLIS*, Charles E.. **Optimizing digital radiography of children.** 2009. Disponível em: <journal homepage: www.elsevier.com/locate/ejrad>. Acesso em: 4 mar. 2019.

[16] SEERAMA, Euclid et al. **Radiation dose optimization research: Exposure technique approaches in CR imaging e A literature review.** 2013. Disponível em: <journal homepage: www.elsevier.com/locate/radi>. Acesso em: 06 abr. 2019.

[17] CLAUS, V. T.; KUNZEL, R. **Otimização de técnicas de exposição em radiologia convencional.** 2011. Disponível em: <<https://periodicos.ufn.edu.br/index.php/disciplinarumNT/article/view/1276>>. Acesso em: 17 mar. 2019.

[18] CJ, Martin. **Management of patient dose in radiology in the UK.** 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22008582>>. Acesso em: 17 abr. 2019.