

Dosimetria do Feixe de Raios X em Exames Radiográficos: Comparação dos Níveis de Referência Diagnóstico (DRLs) com as Normas Nacionais e Internacionais

X-Ray Beam Dosimetry in Radiographic Examinations: Comparison of Diagnostic Reference Levels (DRLs) with National and International Standards

Thiago Victorino Claus, <https://orcid.org/0000-0003-1446-0721>, Universidade Franciscana - UFN/Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM), clausrx@gmail.com

Lúisa Vargas Cassol, <https://orcid.org/0009-0003-3130-4453>, Universidade Franciscana - UFN, luisacassol@gmail.com

Nataly Nogueira Favarin, <https://orcid.org/0009-0001-1921-0492>, Universidade Franciscana - UFN, natyfavarin@gmail.com

Jéssica Fetzer, <https://orcid.org/0000-0003-1078-7831>, Universidade Franciscana - UFN, jessicafrosa96@gmail.com

Tobias Soares Gomes, <https://orcid.org/0000-0002-7635-8880>, Instituto Federal de Santa Catarina - IFSC, tobiassrx@gmail.com

Laura Pizarro Trojahn Nogueira, <https://orcid.org/0009-0003-9856-3636>, Universidade Franciscana - UFN, laurapitronog@gmail.com

Tadeu Baumhardt, <https://orcid.org/0000-0003-4603-8058>, Universidade Federal de Santa Maria - UFSM/Hospital Universitário de Santa Maria - HUSM, tadeurs@gmail.com

RESUMO:

O objetivo deste estudo experimental foi quantificar o feixe de raios X em grandezas, unidades e suas definições para a estimativa da dose na superfície de entrada ($K_{a,e}$) em exames radiográficos, e os valores obtidos foram utilizados para comparação com os Níveis de Referência Diagnóstico (*do inglês Dose Reference Levels - DRL*) nacionais e internacionais. Inicialmente, os principais testes de controle de qualidade (CQ) foram aplicados para caracterizar o equipamento radiográfico. Durante a avaliação do feixe de raios X, um conjunto dosimétrico foi utilizado, e para a mesma geometria de CQ, foram obtidas medições de Kerma no Ar (K_{AR}) para determinar a saída do tubo de raios X. Sob as mesmas condições, um fantoma sem água e o mesmo preenchido com água foi utilizado para determinar o fator de retroespalhamento (BSF), e esse foi usado para estimar o $K_{a,e}$ para os principais exames radiográficos. Os resultados deste estudo são consistentes com outros estudos e identificaram a região/anatomia com maior exposição à radiação, destacando a importância da sua otimização e verificando que a formação profissional continuada deve ser integrada às boas práticas, o que pode garantir maior segurança aos procedimentos. A aplicação apenas dos DRLs não é suficiente; é essencial avaliar ainda a qualidade diagnóstica das imagens e enfatiza a importância de avaliar o feixe de raios X, aderir aos DRLs e considerar o espalhamento de radiação para a proteção dos profissionais. O estudo promove a conscientização sobre unidades e medidas dosimétricas para o feixe de raios X, controle da exposição à radiação e a adoção de protocolos padronizados, contribuindo para um ambiente mais seguro durante a prática da radiologia.

Palavras-chave: Doses de Radiação; Radiografia; Espalhamento de Radiação.

ABSTRACT:

The objective of this experimental study was to evaluate the X-ray beam for estimating the entrance surface dose ($K_{a,e}$) in radiographic examinations, and the obtained values were used for comparison with national and international Diagnostic Reference Levels (DRLs). Initially, the main quality control (QC) tests were applied to characterize the radiographic equipment. During the evaluation of the X-ray beam, a dosimetric set was used, and for the same QC geometry, Air Kerma (K_{AR}) measurements were obtained to determine the X-ray tube output. Under the same conditions, a phantom without water and the same filled with water were used to determine the backscatter factor (BSF), which was then used to estimate $K_{a,e}$ for the main radiographic examinations. The results of this study indicate the need to review and update the national DRLs in alignment with international standards. The research identifies areas of higher radiation exposure, highlighting the importance of its optimization, and verifies that continued professional training should be integrated into clinical practice to ensure safe and effective radiological practices. The application of DRLs alone is not sufficient; it is essential to also evaluate the diagnostic quality of the images and emphasize the importance of assessing the X-ray beam, adhering to the DRLs, and considering radiation scattering for the protection of professionals. The research promotes awareness about radiation exposure control and the adoption of standardized protocols, contributing to a safer environment during radiological practice.

Keywords: Radiation Doses; Radiography; Radiation Scattering.

1. INTRODUÇÃO

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do inglês, *International Commission on Radiological Protection* - ICRP) definiu o termo “Níveis de Referência Diagnóstico” (*DRLs*, do inglês *Dose Reference Levels*) como uma medida do feixe de raios X, facilmente mensurável que avalia a quantidade de radiação ionizante utilizada durante procedimentos comuns de diagnóstico por imagem, como radiografias, tomografia computadorizada, fluoroscopia e mamografia [1].

Recentemente, estudos de Alvarez et al. [2] e Diop et al. [3], destacaram que os valores de DRLs levam em consideração também a geometria do feixe e outros fatores como a região anatômica do paciente, a espessura do tecido e a contribuição da radiação espalhada.

Os valores de DRLs são geralmente expressos em unidades de mGy (miliGrays), que representam a energia de radiação absorvida por unidade de massa (SI: J.kg^{-1}). O "Valor DRL" representa um valor nacional arbitrário para uma determinada grandeza DRL, estabelecido no percentil 75% da distribuição das medianas das diversas distribuições dos DRLs. Esses indicadores são recomendados como uma medida para identificar doses de radiação incomumente altas em procedimentos típicos de radiodiagnóstico [4].

Contudo, estudos de Seeram et al. [5] destacaram que os profissionais técnicos e tecnólogos em radiologia, que estão envolvidos diretamente na obtenção das imagens, devem compreender o processo de avaliação dos DRLs, pois os mesmos constituem uma ferramenta de gerenciamento para as boas práticas de proteção radiológica. Embora, deve-se ressaltar que ultrapassar o DRL não implica automaticamente em um exame inadequado, e cumprir o DRL não garante necessariamente uma prática correta, pois a qualidade da imagem (QI) também deve ser considerada na análise.

1.1 Produção e interação dos raios X com a matéria

Os raios X são produzidos no tubo radiográfico por meio de dois processos interativos entre os elétrons em aceleração e os átomos do material alvo: a Radiação Característica e a Radiação de Frenagem (*Bremsstrahlung*). No primeiro processo, a geração dos raios X ocorre devido a ajustes nas camadas eletrônicas dos átomos, enquanto no segundo processo, os raios X de *Bremsstrahlung* são originados pela interação de partículas carregadas, particularmente elétrons, com o campo nuclear dos átomos constituintes do alvo do tubo. Esses raios X são classificados como radiações indiretamente ionizantes do tipo não carregadas, o que significa que provocam ionização por meio da interação com outras substâncias, como a água [6-8].

Quando um feixe de raios X penetra em um meio e interage com ele, uma série de processos ocorre. Primeiramente, a energia transportada pelos fótons é convertida em energia cinética dos elétrons, com os quais interagem [7]. A interação dos raios X com a matéria apresenta propriedades corpusculares como partículas conforme a teoria dual da radiação eletromagnética, ou seja, os raios X interagem com a matéria por meio da interação de seu campo elétrico oscilante com os elétrons atômicos do material e podem ser absorvidos (absorção fotoelétrica) ou espalhados (espalhamento Compton) pelos elétrons atômicos [8,9].

No processo de absorção fotoelétrica o fóton de raio X é completamente absorvido, ou seja, fornecendo toda sua energia para ao elétron da camada mais interna do átomo, o qual em seguida é ejetado do átomo, sua consequência é a ionização de outros átomos na vizinhança imediata da interação inicial. A absorção fotoelétrica é diretamente dependente do número atômico ao cubo do material e inversamente proporcional ao cubo da energia do feixe de raios X, ou seja, é o principal responsável pela formação da imagem radiográfica [10].

O espalhamento Compton ocorre através da interação entre um fóton e um elétron livre ou pouco ligado, de forma que o fóton cede parte da sua energia ao elétron. Após a interação o fóton de raios X e o elétron são espalhados e podem interagir com o material,

conhecido como radiação espalhada, assim na formação da imagem radiográfica o mesmo é indesejado e deve ser minimizado [10]. Para tentar eliminar este efeito faz uso da grade anti dispersão (fica posicionada após o paciente e antes do detector de imagem) [11].

Após a interação dos fótons de raios X, os elétrons oriundos do processo desaceleram gradualmente, transferindo sua energia para o meio, ou seja, com os átomos que o constitui, provocando alterações químicas e, em última instância, podendo danificar o conteúdo biológico [8,12]. Muitas dessas mudanças estão diretamente relacionadas à dose absorvida de radiação [13].

1.2 Dosimetria do feixe de raios X (Grandezas e Unidades)

As principais grandezas físicas a serem discutidas são exposição (X), dose absorvida (D) e KERMA (K) (do inglês, Kinetic Energy Relased per unit of MAss), as quais estão reunidas na Tabela 1.

Tabela 1 - Grandezas físicas: Símbolo, unidade e definição.

Grandeza	Símbolo	Unidade	Definição
Exposição	X	Sua unidade é o coulomb por quilograma (C/kg), que substitui a unidade Roentgen (R), com a relação de $1 \text{ C/kg}_{\text{ar}} = 3875,96 \text{ R}$.	Medida da capacidade de fótons ionizarem o ar. $X = \frac{dQ}{dm}$ Em que dQ é a quantidade absoluta de carga gerada por íons de mesmo sinal no ar quando todos os elétrons criados por fótons em um determinado volume de ar com massa dm são completamente freados no ar.
Dose Absorvida	D	$1 \text{ rad} = 0,01 \frac{\text{joule}}{\text{kg}}$. A partir de 1975, foi recomendada a substituição desta unidade pelo gray (Gy) no SI, sendo: $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$	Quantidade física que descreve a energia depositada por unidade de massa e é aplicável a qualquer meio (como ar, água, tecido biológico, etc), a qualquer tipo de radiação e a qualquer geometria de irradiação. $D = \frac{dE_{ab}}{dm}$ onde E_{ab} é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de massa dm. A unidade no SI é o joule/kg com o nome especial de Gray (Gy).
KERMA (Kinetic Energy Released per unit of MAss)	K	A unidade do Sistema Internacional (SI) para o KERMA é o joule por quilograma (J/kg), ao qual é atribuído o nome especial de Gray (Gy).	Energia cinética liberada no meio. $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ a quantidade dE_{tr} representa o valor esperado da energia transferida da radiação indiretamente ionizante para partículas carregadas em um material de massa dm.

Fonte: Adaptado de Ramos; Tauhata; Prinzio, (p.12, 2011) [14].

Dentro do contexto do radiodiagnóstico, a grandeza utilizada para medir a radiação caracteriza-se como KERMA no ar (K_{AR}), que representa a energia transferida para o meio de detecção de radiação devido à interação com o feixe primário de raios X. Especificamente, quando a interação ocorre no ar ou na água e os fótons têm uma energia na ordem de dezenas de keV (conforme nos raios X diagnósticos), observa-se que as quantidades de KERMA e dose absorvida são comparáveis [15].

1.3 Exposições médicas

Durante a exposição do paciente para obtenção da imagem radiográfica, existem dois tipos de raios X envolvidos: raios X formadores de imagem e os raios X dispersos dentro do

corpo do paciente. Os primeiros penetram no corpo do paciente, gerando a imagem radiográfica e revelando os detalhes internos. Enquanto isso, os segundos não penetram diretamente, mas são dispersos, predominantemente no sentido oposto à incidência do feixe (retroespalhados), (do inglês, *backscatter factor* - BSF) [6].

A quantidade de energia depositada no ar por unidade de massa na superfície de entrada da pele do paciente é chamada de KERMA no ar na superfície de entrada da pele (do inglês, *entrance skin air KERMA* - $K_{a,e}$) e é calculado multiplicando-se o KERMA no ar incidente (do inglês, *incident in the air KERMA* - $K_{a,i}$) pelo fator de retroespalhamento (BSF), que leva em consideração o tamanho do campo, a filtração do equipamento e a técnica radiográfica empregada no exame, conforme descrito na Tabela 2.

Tabela 2 - Exposições médicas: símbolo, unidade e definição.

Grandeza	Símbolo	Unidade	Definição
KERMA no ar incidente	$K_{a,i}$	Gy	$K_{a,i} = K_{AR} \times \left(\frac{FDD}{FSD} \right)^2$ <p>Onde o $K_{a,i}$ é o produto entre o K_{AR} medido com conjunto dosimétrico pela razão quadrada, entre a distância de referência (do inglês, <i>Focal-Detector Distance</i> - FDD) pela distância entre o foco do tubo de raios X e a superfície do paciente (do inglês, <i>focus surface distance</i> - FSD) [16].</p>
KERMA no ar na superfície de entrada	$K_{a,e}$	Gy	$K_{a,e} = K_{a,i} \times BSF$ <p>Onde o $K_{a,e}$ é o produto entre o KERMA no ar incidente $K_{a,i}$ e o fator retroespalhamento BSF.</p>
Produto KERMA-Área	K_{AP}	mGy·cm ²	$K_{AP} = K_{AR} \times FC \times F_{p,T} \times A$ <p>Onde K_{AR} é o KERMA ar medido com a câmara de ionização de referência, FC é o fator de calibração da câmara, $F_{p,T}$, é o fator de correção por pressão e temperatura e A é a área do campo de radiação.</p>

Fonte: Adaptado de Ramos; Tauhata; Prinzio, (p.13, 2011) [6,14].

Estudos anteriores de Metaxas et al. [16] demonstraram que, para obtenção da dose de radiação na entrada da pele do paciente, deve-se medir com o uso de detector de radiação o valor de $K_{a,i}$ sem a contribuição da BSF pelos tecidos do paciente. Outros estudos realizados por Abbeyquaye et al. [17] indicaram que o valor do BSF pode variar entre 1,2 e 1,4, resultando em um aumento na dose de radiação na superfície de entrada do paciente entre 20% e 40%. Além disso, esses raios X dispersos não contribuem para a formação da imagem radiográfica e podem afetar a QI e causar ruído, prejudicando os detalhes da imagem [17].

Além disso, a integração do KERMA livre no ar sobre uma área definida onde incide o feixe de raios X, em um plano perpendicular ao seu eixo, é denominada como K_{AP} (Kerma Area Product) ou P_{KA} (Produto Kerma-Área). O P_{KA} representa o produto do KERMA total no ar que sai do tubo radiográfico pela área do feixe, e suas unidades geralmente são expressas em mGy·cm². O valor do P_{KA} é independente da distância em relação ao foco do tubo de raios X. Embora a intensidade da radiação varia inversamente ao quadrado da distância, a área do campo de radiação aumenta proporcionalmente ao quadrado da distância e, conseqüentemente, o produto da dose pela área do campo (ou seja, P_{KA}) permanece constante [6]. Portanto, o P_{KA} possibilita uma avaliação mais completa da exposição total do paciente, uma vez que essa exposição depende tanto da extensão do volume irradiado quanto do valor do kerma ar no centro do feixe de raios X.

Para exposições médicas, não existem limites de dose; em vez disso, são usados os Níveis de Referência. Os profissionais de radiologia devem aderir o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), ou seja, manter a dose de radiação tão baixa quanto

razoavelmente possível em radiodiagnóstico, entretanto, devem manter a QI conforme objetivo clínico [13]. Uma estratégia eficaz para promover o princípio da otimização em radiodiagnóstico é a incorporação do conceito de DRLs, o que envolve estratégias para gerenciamento de exposições médicas [1].

1.4 Níveis de Referência Diagnóstico (DRLs)

No Brasil, em março de 2022, a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) número 611 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) substituiu a RDC 330 de 2019, trazendo mudanças significativas para garantir a qualidade do diagnóstico e a segurança dos procedimentos e equipamentos em tecnologias radiológicas diagnósticas e intervencionistas, com ênfase na proteção contra radiações ionizantes. Essas medidas visam melhorar os padrões e práticas no radiodiagnóstico médico e odontológico, assegurando diagnósticos precisos e a segurança de pacientes e profissionais de saúde [18,19].

Na Tabela 3, estão relacionados os valores médios de $K_{a,e}$ da literatura e DRLs nacionais estabelecidos pela ANVISA/2021 para alguns procedimentos radiográficos e suas respectivas incidências.

Tabela 3 - Valores típicos de $K_{a,e}$ e DRLs para cada projeção em diferentes procedimentos radiográficos.

Região anatômica, incidência do feixe de raios X e Dose de entrada na pele			Nacionais
Região	Incidência	$K_{a,e}$ (mGy) ^[a]	DRLs (mGy) ^[b]
Crânio	AP ^[c]	2,0 - 3,0	5,0
	LAT ^[d]	1,5 - 2,0	3,0
	PA ^[e]	0,1 - 0,3	0,4
Tórax	LAT ^[d]	0,5 - 1,0	1,5
Abdome	AP ^[c]	4,0	10
Pelve	AP ^[c]	2,5 - 5,0	10
Coluna Lombar	AP ^[c]	5,0 - 7,0	10
	LAT ^[d]	10 - 20	30
	JLS ^[f]	-	40

Fonte: Adaptado de ^[a]Hall e Giaccia (2012, p. 228); ^[b]Brasil (2021) [19,20]. ^[c]AP- Ântero Posterior; ^[d]LAT- Lateral ^[e]PA- Pósterio Anterior; ^[f]JLS- Junção Lombo Sacra.

Os valores de $K_{a,e}$ variam conforme a região do corpo, o tipo de projeção radiográfica utilizada e a combinação dos fatores elétricos selecionados durante a prática clínica do exame radiográfico. Observa-se na Tabela 3 os valores médios de $K_{a,e}$ e DRLs encontrados na literatura, onde os maiores e menores valores são atribuídos a coluna lombar e tórax, respectivamente.

Tendo em vista, que mais de 90% das exposições médicas são provenientes de exames de raios X e cada vez mais tem atraído a atenção de organizações internacionais relacionadas à proteção radiológica [2]. Essas entidades colaboram com países em desenvolvimento para reduzir os efeitos nocivos da radiação ionizante, otimizando as doses recebidas pela população [21]. Nesse contexto, o objetivo deste estudo experimental foi avaliar o feixe de raios X para estimar a $K_{a,e}$ em exames radiográficos para comparar os valores obtidos com os DRLs nacionais e internacionais.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado no laboratório de radiodiagnóstico dos cursos de graduação em Radiologia e Física Médica, como parte das pesquisas desenvolvidas durante as disciplinas de Controle de Qualidade e Radiodiagnóstico da Universidade Franciscana (UFN).

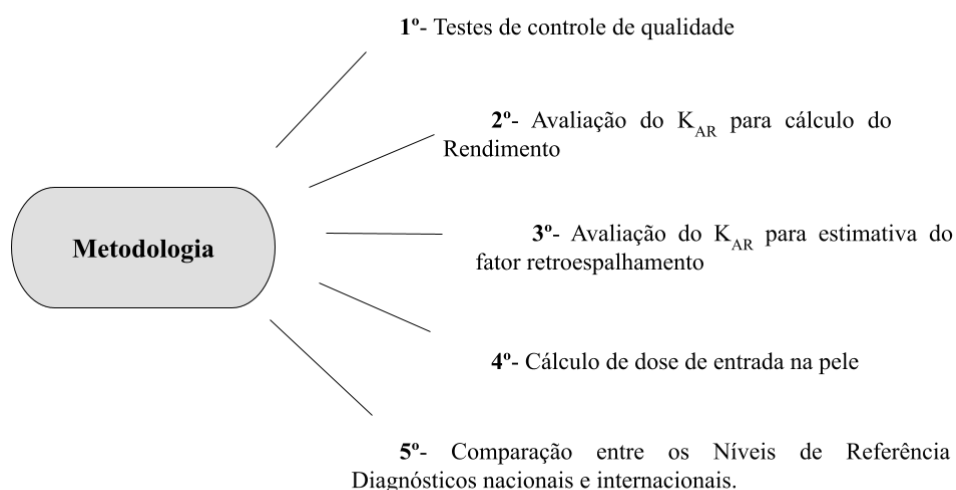
2.1 Equipamentos

Neste estudo, foi utilizado um equipamento radiográfico da marca Intecal e modelo MAAF que opera em uma faixa de tensão (kV) entre 40 e 120 e corrente entre 100 e 630 mA, sendo acoplado a um gerador de alta frequência. Para as medidas do feixe de raios X, foi utilizado um conjunto dosimétrico da marca RADCAL, modelo 9015, calibrado em laboratório de referência.

2.2 Metodologia

A pesquisa foi realizada em 5 etapas, que estão representadas em forma de fluxograma na Figura 1.

Figura 1 - Representação em forma de fluxograma da metodologia abordada.



Fonte: Do autor (2024).

2.3 Controle de Qualidade (CQ) dos Equipamentos

Antes do início do estudo, foram realizados os procedimentos de CQ do equipamento radiográfico, conforme as diretrizes e regulamentações vigentes [18,19] com a finalidade de assegurar resultados precisos e confiáveis, já que a realização desses procedimentos ajuda na identificação de eventuais falhas técnicas e/ou desvios em parâmetros de operação do equipamento radiográfico.

2.4 Medidas de KERMA no Ar

O ensaio foi realizado para nove valores de kV selecionadas no painel de comando do equipamento radiográfico para o mesmo tamanho de campo de radiação (25cm x 25cm). Em cada uma das etapas, foram registradas configurações de três leituras para cada valor de kV, onde manteve-se constante os valores de corrente elétrica (mA) e do produto da corrente pelo tempo (mA.s) no tubo, conforme Tabela 4.

Tabela 4 - Parâmetros elétricos selecionados para medidas de KERMA no Ar.

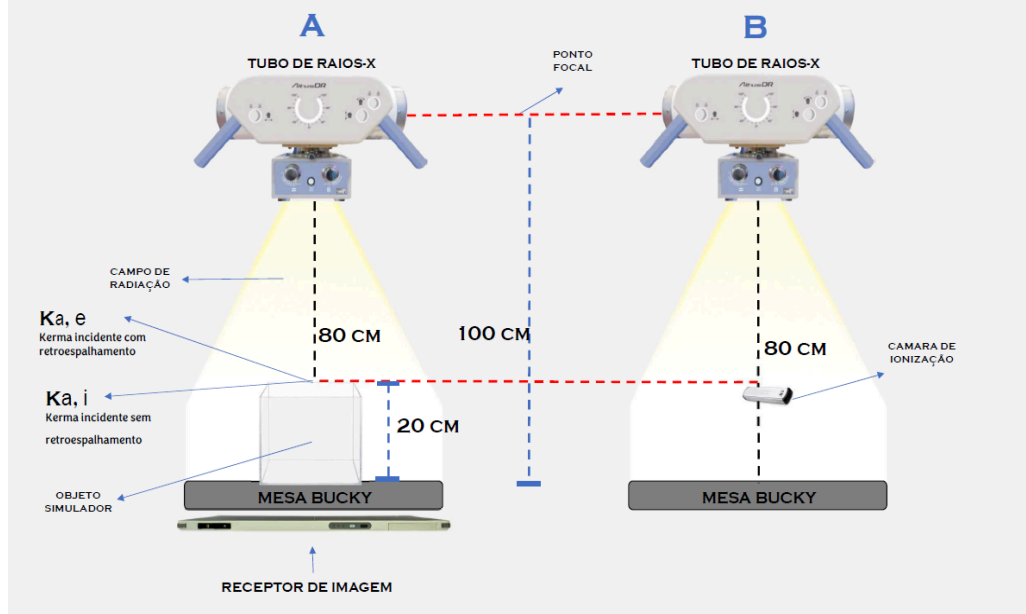
Fatores elétricos		Parâmetros elétricos selecionados							
Tensão (kV)		40	50	60	70	81	90	102	109 120
Corrente elétrica (mA)		200							
mA.s		40							

Fonte: Do autor (2024).

Para obter as medidas de K_{AR} utilizou-se um conjunto dosimétrico e um objeto simulador (OS) constituído por uma caixa plástica de 39 x 26,5 x 22,0 cm³ (comprimento, largura e altura, respectivamente) preenchido com água que foi utilizado para simular o paciente na mesa. Foi aberto um campo de radiação de 25cm X 25cm, a distância entre o ponto focal do tubo e a mesa foi ajustada para 100 cm e a Distância Foco Detector (DFD) utilizada foi 80 cm.

Na Figura 2, estão representados o tubo de raios X, geometria típica do feixe para obtenção do exame radiográfico típico e identificação das principais grandezas utilizadas para medidas de exposições médicas.

Figura 2 - Ilustração da geometria adotada para medidas de K_{ar} , $K_{a,i}$, $K_{a,e}$ e radiação espalhada (BSC).



Fonte: Do autor (2024).

Durante o exame radiográfico, o feixe de raios X consiste em parte de radiação primária, que ao penetrar em uma determinada região do paciente registra no detector as informações da anatomia interna de interesse devido à radiação transmitida, e em parte de radiação dispersa (retroespalhada) no entanto, ela contribui no acréscimo de dose de radiação ao paciente [11].

O rendimento foi determinado pela razão entre a média das leituras de K_{AR} obtidas para cada valor de kV e mA.s utilizado, também se verificou eventuais diferenças entre os valores nominais e reais de kV e mA.s em toda faixa de operação do equipamento radiográfico, conforme Equação 1.

$$Rendimento = \frac{\overline{K_{AR}}}{mA.s} \quad (1)$$

2.5 Medidas do Fator Retroespalhamento (BSF)

Para realizar a medição do BSF, foi necessário posicionar e alinhar adequadamente o detector de radiação, conforme ilustrado na Figura 2(A), com a cúpula posicionada sobre a mesa, a uma distância de 80 cm. Para cada valor de kV, foram realizadas três leituras de K_{AR} , resultando em um total de 27 leituras. Posteriormente, a caixa plástica foi preenchida com água até atingir uma espessura de 20 cm durante a medição, conforme representado na Figura 2(B). Novamente, foram realizadas três leituras de K_{AR} para cada valor de tensão, totalizando mais 27 leituras com a adição de água.

Devido à relevância do BSF no cálculo da $K_{a,e}$, optou-se por calcular razão entre a média das leituras o K_{AR} obtido com o conjunto dosimétrico com e sem água, conforme a equação 2:

$$BSF = \frac{K_{AR_{\text{água}}}}{K_{AR_{Ar}}} \times \frac{\left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{\text{água}}}{\left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{Ar}} \quad (2)$$

onde $K_{AR_{\text{água}}}$ representa a leitura na superfície do fantoma preenchido com água, $K_{AR_{Ar}}$ a leitura na mesma posição sem água, e $\left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]$ refere-se ao coeficiente mássico de transferência de energia na água e no ar.

2.6 Avaliação de Dose de Entrada da Superfície ($K_{a,e}$)

As avaliações de $K_{a,e}$ desempenham um papel crucial durante os testes de CQ para a verificação do cumprimento dos DRLs garantindo que as doses de radiação utilizadas em procedimentos diagnósticos sejam adequadas minimizando os efeitos adversos à saúde. Além disso, essas avaliações são de suma importância para aprimorar a qualidade e a segurança dos procedimentos radiológicos, identificando oportunidades de reduzir a dose de radiação sem comprometer a QI ou a informação diagnóstica obtida [17].

Segundo o ICRP nº135 de 2017 [1], a métrica de radiação usada como uma grandeza dos DRLs deve ser facilmente mensurada ou disponível, como KERMA no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) para radiologia de diagnóstico. Neste estudo o cálculo de $K_{a,e}$ foi por meio da avaliação do rendimento, que foi determinado, em unidades de mGy/mA.s, a uma FSD de 80 cm. Segundo Metaxas et al. [16], de posse deste valor, deve-se corrigi-lo para a FSD desejada utilizando a lei do inverso do quadrado da distância pela equação 3:

$$K_{a,e}(\text{mGy}) = \text{Rendimento}(\text{mGy}/\text{mA.s}) \times \left(\frac{80}{FSD} \right)^2 \times (\text{mA.s}) \times BSF \quad (3)$$

em que o Rendimento (mGy/mA.s) é a média dos valores de K_{AR} obtidos do equipamento de raios X, que cresce com o quadrado da aproximação da distância $(FDD/FSD)^2$, no caso a FSD representada pela FDD menos a espessura do paciente (da região radiografada) e dependente do protocolo de cada exame. Por fim, devido à proporcionalidade entre o rendimento do tubo e o mA.s, o último passo para a estimativa da $K_{a,e}$ é multiplicar o rendimento do tubo de raios X pelo valor de mA.s selecionado no painel de comando da respectiva técnica de exposição e pelo BSF. Comparação entre os DRLs nacionais e internacionais.

2.7 Critérios de seleção

Optou-se pelo desvio percentual ($D\%$) para comparar os valores adquiridos em relação aos DRLs, conforme a equação 4:

$$D(\%) = \left[\left(\frac{\text{valor medido de } K_{a,e}}{DRL(\text{Valor de referência})} \right) - 1 \right] \times 100 \quad (4)$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A aferição periódica do feixe de raios X durante os testes de Controle de Qualidade, realizada por profissionais de Física Médica, com possível inclusão de outros profissionais da radiologia podem melhorar a segurança dos pacientes e dos profissionais, garantindo uma abordagem mais eficaz na prática de proteção radiológica.

Na Tabela 5, estão relacionados o tipo de teste aplicado para avaliação do equipamento radiográfico com o respectivo valor medido e resultado alcançado.

Tabela 5 - Resumo dos resultados dos testes de CQ do equipamento radiográfico digitalizador de imagem [18,19].

CQ do equipamento radiográfico								
Teste	Reprodutibilidade		Exatidão		Rendimento		CSR (mmAl)	
	Exposição	Tempo	kVp		Linearidade	$\mu\text{Gy/mA.s}$	Alta frequência	
Valores Medidos	4,20%	1,72%	3,90%	-6,48%	-5,02%	5,68%	48,77	3,19
Tolerância	$\leq 10\%$	$\leq 10\%$	$\leq 5\%$	$\leq 10\%$	$\leq 10\%$	$\leq 20\%$	-	2,9
Resultado	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme	Conforme

Fonte: Do autor (2024).

Pode ser observado na Tabela 5 os valores de constância do equipamento radiográfico mostraram que o erro foi menor que 7% no pior caso, o qual está abaixo dos 10% aceitos como limite na legislação, o que garante ao mesmo boa reprodutibilidade. O limite mínimo para a camada semi-redutora (CSR) em 80 kV é de 2,9 mmAl, e como foi encontrado 3,19 mmAl, os resultados foram considerados aceitáveis quando atendiam a legislação vigente [18,19].

Na tabela 6 estão relacionados os valores selecionados de tensão e produto da corrente pelo tempo (kV e mA.s) com os valores médios medidos de KERMA no ar e na água, bem como os valores médios calculados de desvio padrão (DP), rendimento (mGy/mA.s) e Fator Retroespalhamento (BSF).

Tabela 6 - Valores de parâmetros selecionados e valores medidos de K_{AR} sem a contribuição da retrodifusão e rendimento do tubo de raios X.

Valores selecionados				Valores medidos		Valores calculados	
Corrente. tempo (mA.s)	Tensão (kV)	Leituras no Ar		Leituras na água		Rendimento	BSF
		Média (mGy)	DP	Média (mGy)	DP	(mGy/mA.s)	Ar/água
40	40	1,62	0,31%	1,75	0,06%	0,040	1,08
	50	2,93	0,06%	3,25	1,36%	0,073	1,11
	60	4,37	0,57%	4,93	0,60%	0,109	1,13
	70	5,93	0,49%	6,77	0,61%	0,148	1,14
	81	7,61	0,83%	8,82	0,59%	0,190	1,16
	90	8,95	0,87%	10,46	0,58%	0,224	1,17
	102	10,88	4,04%	12,93	2,65%	0,272	1,19
	109	12,10	3,06%	14,33	1,73%	0,302	1,18
	120	13,85	3,61%	16,46	4,62%	0,346	1,19

Fonte: Do autor (2024).

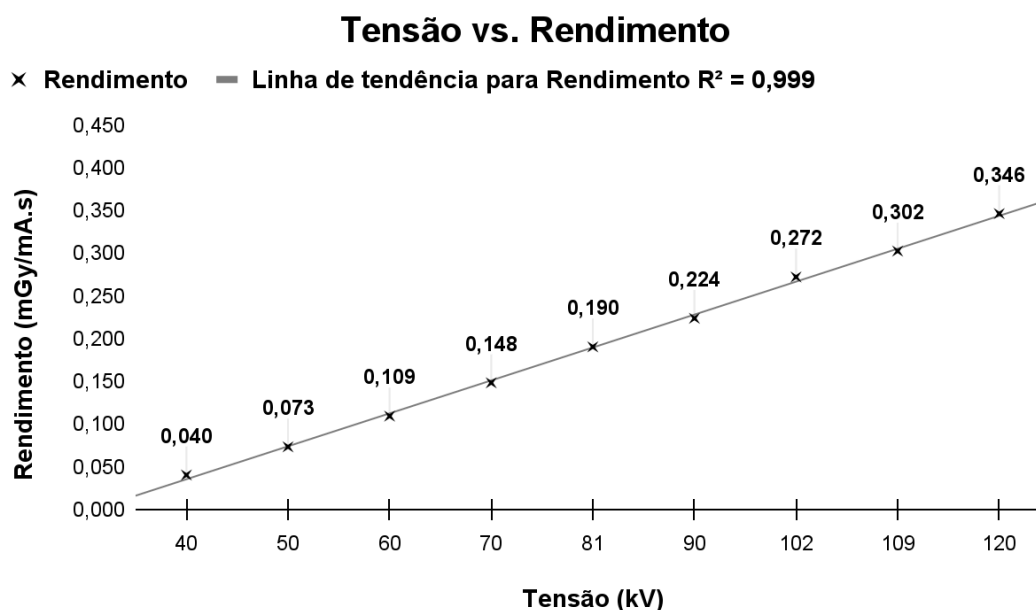
Conforme esperado, pode ser observado na Tabela 6 que a contribuição da radiação espalhada aumenta à medida que a tensão (kV) aumenta, ou seja, o aumento da energia do feixe primário resulta em um aumento na probabilidade de ocorrência de radiação espalhada [12]. Isso ocorre pelo fato de que, com a energia mais alta, a radiação tem uma menor probabilidade de ser atenuada no corpo do paciente e maior de escapar, resultando em maior dispersão lateral, retroespalhamento e dispersão para a frente [13].

Conforme Diop et al. [3], após a obtenção dos valores de K_{AR} para cada kV e valor fixo

de mA.s na planilha pode-se obter a curva de saída (rendimento) para o tubo de raios X. Outros estudos de Tompe & Sargar [21], destacaram que a intensidade do feixe de raios X produzidos em um tubo radiográfico pode ser afetada pela tensão aplicada devido a dois fatores principais: número de elétrons liberados e energia dos fótons.

Na Figura 3 estão representados graficamente os valores de rendimento (mGy/mA.s) em função da tensão selecionada no painel de comando do equipamento de raios X.

Figura 3 - Curva de saída do tubo radiográfico. Essas medições foram realizadas a uma distância de 1 metro da fonte, com uma tensão do tubo variando de 40 a 120 kV.



Fonte: Do autor (2024).

Observa-se no gráfico da Figura 3 a reta crescente linear do rendimento (mGy/mA.s) do tubo radiográfico em função do kV. Com os valores obtidos de rendimento (mGy/mA.s) e BSF para este estudo, foi possível calcular por meio da equação 3 os valores de $K_{a,e}$ para um indivíduo típico, cujas informações de região, projeção e espessura foram obtidas conforme o manual técnico de radiodiagnóstico da ANVISA [22].

Se a radiação espalhada é detectada pelo receptor de imagem, ela afeta a imagem e pode ser uma causa significativa de sua degradação. A radiação espalhada gera uma escala de cinza na imagem em um local que não corresponde à projeção da anatomia, e isso pode reduzir significativamente o contraste na radiografia [13].

A Tabela 7 apresenta uma comparação entre os valores estimados de $K_{a,e}$ obtidos neste estudo e os Níveis de Referência estabelecidos pela RDC 330/52 para diferentes exames radiográficos em várias projeções e regiões do corpo.

Tabela 7 - Comparação da estimativa da $K_{a,e}$ com os níveis de referência estabelecidos pela RDC 330/52 [18,19].

Exame Radiográfico			Técnica		Dosimetria		
Região	Projeção	Espessura ^[a] (cm)	kV	mA.s	$K_{a,e}$ ^[b] (mGy)	DRLs ^[c] (mGy)	D%
Crânio	AP	19	81	20	4,30	5	-14,00%
	LAT	15	70	20	2,99	3	-0,36%
Tórax	PA	23	102	2	0,17	0,40	-57,98%
	LAT	32	120	5	0,60	1,50	-59,90%

Abdome	AP	23	81	20	4,76	10	-52,42%
Pelve	AP	23	81	20	4,76	10	-52,42%
	AP	23	81	25	5,95	10	-40,52%
Col. Lombar	LAT	30	102	50	21,14	30	-29,54%
	JLS	20	70	40	15,78	40	-60,56%

Fonte: Construção do autor (2024).^[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]Equivalent Surface Air KERMA ($K_{a,e}$); 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 Superfície, para paciente adulto típico.

Ao comparar os valores de $K_{a,e}$ obtidos neste estudo com os DRLs estabelecidos pela RDC 330/52, podemos observar que há uma variação significativa em muitos casos. Por exemplo, para o exame radiográfico de crânio na projeção ântero posterior (AP), o valor de $K_{a,e}$ estimado é de 4,30 mGy, enquanto o DRL estabelecido pela RDC 330/52 é de 5 mGy. Isso resulta em uma discrepância de -14,00% em relação ao DRL.

Essas diferenças ressaltam a importância de monitorar e otimizar as doses de radiação utilizadas em procedimentos radiográficos para garantir que elas estejam em conformidade com os padrões estabelecidos pelas autoridades reguladoras. Quando os valores de $K_{a,e}$ excedem os DRLs, isso pode indicar uma exposição excessiva do paciente à radiação, aumentando o risco de efeitos adversos à saúde.

No caso da projeção LAT do crânio, a estimativa de $K_{a,e}$ resultou em um desvio percentual de -14%, indicando uma subestimação em relação ao DRL estabelecido. Entretanto, em outras projeções, como a PA do tórax e LAT da coluna lombar, observam-se desvios percentuais bastante elevados, indicando significativa redução dos valores de $K_{a,e}$ em comparação com os DRLs estabelecidos.

Estudos de Suliman [24], após uma análise retrospectiva por meio de análise de imagens verificaram que a média de valores de $K_{a,e}$ (mGy) para os exames radiográficos de PA do tórax, LAT do tórax, AP do abdômen, AP da pelve, AP da coluna lombar e LAT da coluna lombar, foi de 0,13, 0,27, 0,70, 1,06, 2,33 e 4,18 mGy, respectivamente. Os resultados do nosso estudo vão de encontro com os resultados de tórax, entretanto para as regiões de abdome, pelve e coluna lombar, os valores ficaram acima.

Adicionalmente, comparar as doses obtidas com os DRLs destaca a importância de revisar e atualizar periodicamente os DRLs para garantir que eles estejam alinhados com as práticas clínicas atuais e as tecnologias de imagem em evolução. Se as doses estiverem consistentemente acima dos valores preconizados, isso pode ser um indicador de necessária revisão das práticas radiológicas. Isso ajudará a garantir a segurança dos pacientes e a qualidade dos procedimentos radiográficos, contribuindo para uma prática clínica mais eficaz e segura.

Com base nos resultados apresentados, é recomendado que as instituições de saúde e as autoridades competentes trabalhem em conjunto para revisar e atualizar os DRLs local, alinhando-os às referências internacionais mais atualizadas. Além disso, a capacitação contínua dos profissionais de radiologia melhoram o uso adequado das técnicas de imagem, a manutenção preventiva dos equipamentos e a adoção de práticas seguras e eficazes.

Ressaltamos que os DRLs são estabelecidos para assegurar que as doses de radiação em procedimentos radiográficos sejam mantidas em níveis aceitáveis, garantindo uma exposição apropriada para diagnóstico sem comprometer a segurança do paciente.

A Tabela 8 oferece uma comparação entre os valores estimados de $K_{a,e}$ (mGy) obtidos neste estudo e os DRLs (mGy) adotados em outros países para várias regiões do corpo em diferentes projeções radiográficas.

Tabela 8 - Comparação da estimativa da $K_{a,e}$ com os níveis de referência internacionais.

Região (Projeção)	$K_{a,e}$ (mGy) Versus DRLs (mGy)						
	Nosso Estudo	França ^[a]	Reino Unido ^[b]	Alemanha ^[c]	Suécia ^[d]	Itália ^[e]	Japão ^[f]
Crânio (AP)	4,30	-	-	-	-	-	3,0
Crânio (LAT)	2,99	-	-	-	-	-	2,0
Tórax (PA)	0,17	0,3	0,15	0,3	0,3	0,4	0,3
Tórax (LAT)	0,60	-	-	-	-	-	-
Abdome (AP)	4,76	5	2	5	5	5	3
Pelve (AP)	4,76	-	-	-	-	-	3
Lombar (AP)	5,95	10	5	10	10	10	4
Lombar (LAT)	21,14	30	11	30	30	30	11
Lombar (JLS)	15,78	-	-	-	-	-	-

Fonte: Construção do autor (2024). ^[a]Talbot; Rehel (2004), ^[b]Parede (2005), ^[c]Diop (2022), ^[d]Hart; Hillier; Wall (2009), ^[e]Compagnone; Pagan; Bergamini, (2005), ^[f]Yonekura (2015, p.12) [25-30].

A análise dos resultados apresentados na Tabela 8, que relaciona os valores médios de $K_{a,e}$ obtidos nesse estudo com os DRLs internacionais variam em relação aos DRLs adotados em outros países. Por exemplo, para o exame radiográfico de crânio na projeção AP, o valor estimado de $K_{a,e}$ foi de 4,30 mGy, enquanto em alguns países como o Japão, o DRL correspondente é de 3,0 mGy. Isso indica uma discrepância de aproximadamente 30% em relação ao padrão japonês. Similarmente, para outras regiões do corpo e diferentes projeções radiográficas, como tórax, abdome e lombar, os valores de $K_{a,e}$ estimados neste estudo mostram variações em relação aos DRLs adotados em diferentes países. Por exemplo, para o tórax na projeção PA, o valor de $K_{a,e}$ estimado é de 0,17 mGy, enquanto em alguns países como o Reino Unido, o DRL correspondente é de 0,3 mGy.

Essas diferenças ressaltam a importância de avaliar e comparar os valores de $K_{a,e}$ obtidos localmente com os padrões internacionais de referência. Isso permite identificar áreas onde as doses de radiação podem estar acima ou abaixo dos limites aceitáveis, possibilitando a implementação de medidas corretivas para garantir uma prática radiológica segura e eficaz.

4. CONCLUSÃO

A avaliação das doses de radiação e a discussão dos fatores que afetam a $K_{a,e}$ pelos profissionais da Física Médica para outros profissionais da Radiologia são oportunidades efetivas na prática clínica e podem gerar uma política de segurança para otimização de exames radiográficos. Isso pode incluir ajustes nas técnicas de imagem, treinamento adicional da equipe e implementação de protocolos de dose específicos.

A análise comparativa dos Níveis de Referência Diagnósticos nacionais e internacionais revela variações significativas na prática clínica, equipamentos e métodos de estimativa de $K_{a,e}$. A revisão e atualização dos DRLs nacionais, em colaboração com instituições de saúde e autoridades competentes, são vitais para garantir diretrizes de proteção radiológica consistentes, ademais, a capacitação contínua dos profissionais de radiologia é essencial para assegurar o uso adequado das técnicas de imagem e práticas seguras.

Esse estudo identifica projeções e exames com doses elevadas de radiação, permitindo a revisão e ajuste de protocolos para otimizar a exposição e minimizar riscos aos pacientes. Embora os DRLs sejam importantes, a qualidade das imagens também deve ser avaliada e,

além disso, futuros estudos poderão relacionar os valores de $K_{a,e}$ com os valores de P_{KA} (Produto Kerma-Ar), que representam o produto do KERMA total no ar pela área do feixe, oferecendo uma avaliação mais completa da exposição total do paciente.

AGRADECIMENTOS

Em reconhecimento, agradecemos a coordenação dos cursos de Física Médica e Tecnologia em Radiologia da Universidade Franciscana (UFN) pela disponibilização da área e dos equipamentos de laboratório de radiodiagnóstico assim como do conjunto dosimétrico que possibilitaram a realização deste estudo.

REFERÊNCIAS

1. Vañó, E., Miller, D. L., Martin, C. J., Rehani, M. M., Kang, K., Rosenstein, M., ... & Rogers, A. (2017). Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Ann ICRP*, 46(1), 1-144.
2. Alvarez, M., Milani, A. L., Souza, S. P., Marques, T. G. S., Silva, M. A. A., Guassu, R. A. C., ... & Alves, A. F. F. (2022). Dose Efetiva e Nível de Referência de Dose (DRL) em radiologia em um hospital terciário. *Revista Brasileira de Física Médica*, 16, 678-678.
3. Diop, AY, Diagne, M., Faye, NAB e Dieng, MM (2022). Estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico local em radiografia convencional: um estudo piloto em Dakar, Senegal. *Jornal Mundial de Ciência e Tecnologia Nuclear*, 12 (1), 28-42.
4. Bonifaz, AP, Rodriguez, CSC, Esparza, RP, & Esparza Sr, RP (2021). Níveis de referência de diagnóstico para procedimentos comuns de raios X no Peru. *Cureus*, 13 (10).
5. Seeram, E., Davidson, R., Bushong, S. e Swan, H. (2013). Pesquisa de otimização da dose de radiação: abordagens técnicas de exposição em imagens CR – uma revisão da literatura. *Radiografia*, 19 (4), 331-338.
6. Bushberg, JT e Boone, JM (2011). *A física essencial da imagem médica*. Lippincott Williams & Wilkins.
7. Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., & Di Prinzio, M. A. R. R. (2014). Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos-10ª revisão-Rio de Janeiro-IRD. *CNEN*. 344p.
8. Bitelli, T. (2006). Física e dosimetria das radiações. *São Paulo: Atheneu*, 5.
9. Eisberg, R., & Resnick, R. (1979). Física Quântica, Ed. *Campus, Rio de Janeiro*.
10. Okuno, E. e Yoshimura, EM (2016). *Física das radiações*. Oficina de textos.
11. Abela, N., Couto, J. G., Zarb, F., & Mizzi, D. (2022). Evaluating the use of anti-scatter grids in adult knee radiography. *Radiography*, 28(3), 663-667.
12. Xavier, A. M. (2014). Princípios de Segurança e Proteção Radiológica, 3ª Edição. *Revisada e Ampliada, Universidade Federal do Rio Grande do Sul e Comissão Nacional de Energia Nuclear*.
13. Dance, DR, Christofides, S., Maidment, ADA, McLean, ID, & Ng, KH (2014). Física de radiologia diagnóstica: um manual para professores e alunos. Endossado por: Associação Americana de Físicos em Medicina, Federação Ásia-Oceania de Organizações de Física Médica, Federação Europeia de Organizações de Física Médica.
14. Ramos, M. M. O., Tauhata, L., & Di Prinzio, M. A. R. (2011). Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante.
15. Attix, FH (2008). *Introdução à física radiológica e dosimetria de radiação*. John Wiley e Filhos.

16. Metaxas, VI, Messaris, GA, Lekatou, AN, Petsas, TG e Panayiotakis, GS (2019). Doses do paciente em exames diagnósticos comuns de raios X. *Dosimetria de proteção contra radiação*, 184 (1), 12-27.
17. Abbeyquaye, D., Inkoom, S., Hammond, N. B., Fletcher, J. J., & Botwe, B. O. (2021). Patient dose assessment and optimisation of pelvic radiography with computed radiography systems. *Radiation protection dosimetry*, 195(1), 41-49.
18. Anvisa - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Resolução Diretoria Colegiada nº 330, de 20 de dezembro de 2019, Diário Oficial da União, Edição: 249, Seção: 1, Página: 92, Publicado em: 26/12/2019.
19. Anvisa - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Instrução normativa - in nº 90, de 27 de maio de 2021, Diário Oficial da União, Edição: 101, Seção: 1, Página: 149, Publicado em: 31/05/2021.
20. Hall, EJ e Giaccia, AJ (2006). *Radiobiologia para o Radiologista* (Vol. 6, p. 597).
21. Tompe, A., & Sargar, K. (2020). X-ray image quality assurance.
22. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de equipamentos e segurança, Brasília: Ministério da Saúde, 2005. 104 p. (Série A. Normas e Manuais Técnicos).
23. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil) . Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada. Resolução - RDC nº 611, de 09 de março de 2022. Brasil: Diário Oficial da União, ano 2022, p. 107-110, 16 mar. 2022.. Acesso em: 20 mar. 2024.
24. Suliman, II (2020). Estimativas de doses de radiação de pacientes em radiografia digital usando informações DICOM em um grande hospital universitário em Omã. *Jornal de imagem digital*, 33 (1), 64-70.
25. Talbot, A. (2004). Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. Bilan, 2006, 2008-02.
26. Parede, BF (2005). Implementação de DRLs no Reino Unido. *Dosimetria de proteção contra radiação*, 114 (1-3), 183-187.
27. Diop, AY, Diagne, M., Faye, NAB e Dieng, MM (2022). Estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico local em radiografia convencional: um estudo piloto em Dakar, Senegal. *Jornal Mundial de Ciência e Tecnologia Nuclear*, 12 (1), 28-42.
28. Hart, D., Hillier, MC e Wall, BF (2009). Doses de referência nacionais para exames radiográficos, fluoroscópicos e de raios X dentários comuns no Reino Unido. *O jornal britânico de radiologia*, 82 (973), 1-12.
29. Compagnone, G., Pagan, L., & Bergamini, C. (2005). Local diagnostic reference levels in standard X-ray examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, 113(1), 54-63.
30. Yonekura, Y. (2015). Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan. *Japan DRLs Report*.