








Comparação de metodologias para estimativa de valores representativos de dose em exames de radiografia

Comparison of methodologies for estimating representative dose values in radiographic examinations

Luany Nobre Furlan¹, Janine Hastenteufel Dias², Maurício Anés², Rochelle Lykawka², Alexandre Bacelar², Raíssa Xavier Contassot², Isadora Veiga da Rosa², Thatiane A. Pianoschi¹

¹ Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

² Serviço de Física Médica e Radioproteção, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

Resumo

As radiografias são os exames diagnósticos mais realizados mundialmente. Visto isso, é importante seguir os princípios básicos da proteção radiológica e manter o controle de qualidade dos equipamentos de acordo com os valores representativos de dose (VRD) estabelecidos pela RDC 611/2022 através de suas instruções normativas (IN). Dessa forma, o trabalho tem como objetivo comparar duas metodologias para obtenção de VRD. Na metodologia com medidas diretas de *kerma* no ar na superfície de entrada, foram realizadas medidas utilizando uma câmara de ionização e simuladores de PMMA com diferentes espessuras representando diferentes regiões anatômicas correspondentes aos exames preconizados pela IN nº 90/2021. Na outra metodologia, chamada de "método indireto", os valores de dose na entrada da pele (DEP) foram estimados a partir de curvas de rendimento, obtidas através de medidas de *kerma* no ar incidente. Os valores de DEP estimados a partir de ambos os métodos foram comparados. Tendo em vista os erros associados às medidas experimentais, obteve-se como resultado que as duas metodologias apresentam diferenças percentuais entre 0,07% e 32,29%, representando diferenças absolutas entre 0,001 mGy e 0,03 mGy, respectivamente.

Palavras-chave: radiografia; dose; raios X; simulador.

Abstract

X-rays are the most commonly performed diagnostic tests worldwide. Therefore, it is important to follow the three general principles of radiation protection and maintain the dosimetry of the equipment in accordance with the representative dose values (RDV) established by the standard. Thus, the objective of this study is to compare two methodologies for obtaining RDV. In the methodology with direct measurements of entrance surface air kerma, measurements were performed using an ionization chamber and PMMA simulators with different thicknesses representing different anatomical regions corresponding to the examinations recommended by IN nº 90/2021. In the other methodology, called the "indirect method", the values of entrance skin dose (ESD) were estimated from radiation output consistency, obtained through measurements of incident air kerma. The ESD values estimated from both methods were compared. In view of the errors associated with the experimental measurements, it was obtained that the two methodologies present percentage differences between 0.07% and 32.29%, representing absolute differences between 0.001 mGy and 0.03 mGy, respectively.

Keywords: radiography; dose; x-ray; phantom.

1. Introdução

As radiografias são exames diagnósticos amplamente utilizados no mundo. De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês, *International Atomic Energy Agency*), são realizados mais de 3600 milhões de exames radiográficos, anualmente, ao redor do mundo (1). No Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), instituição de saúde de referência nacional, a média anual foi de, aproximadamente, 85.800 exames de raios X, considerando um período de dez anos, entre 2012 e 2022.

Com o decorrer dos anos, as tecnologias relacionadas aos exames de imagem passaram por grandes avanços, e a radiografia não foi exceção neste cenário. A radiografia digital tem um grande potencial para reduzir a dose dos pacientes e evitar a repetição do exame, uma vez que possui ampla latitude com resposta linear à exposição permitindo a

realização do pós-processamento da imagem adquirida para a melhoria da sua qualidade e sem perda de informação diagnóstica, evitando a exposição desnecessária do paciente (2,3).

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) possui a norma CNEN NN 3.01, na qual considera-se os três princípios básicos de proteção radiológica que são: justificação, limitação de dose individual e a otimização (4). A justificação considera que nenhuma prática será aceita pela CNEN, a não ser que a mesma produza benefícios, seja para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente (4). O princípio da limitação impõe limites de dose para trabalhadores e indivíduos do público, que não devem ser excedidos. No entanto, não se aplica a pacientes e exposições médicas. Para seguir o princípio da otimização, os exames radiológicos devem ser justificados com base no princípio ALARA (do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*), ou

seja, as exposições à radiação têm que ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, ponderando entre o benefício para a saúde do paciente e possíveis prejuízos causados pela exposição à radiação (5). Seguir os princípios descritos é importante para garantir a proteção radiológica tanto do paciente quanto dos trabalhadores. Entretanto, para fins de diagnóstico, também deve-se levar em consideração a qualidade da imagem. Por isso, é necessária a consonância e o equilíbrio entre esses dois fatores.

Em 2007, a IAEA publicou o código de práticas TRS nº 457 (do inglês, *Technical Report Series*), para a dosimetria em radiodiagnóstico. Este documento tem como principal objetivo auxiliar no alcance e manutenção de um nível de qualidade metrológica em dosimetria. Desta maneira, atendendo a orientação deste documento, a instituição pode aperfeiçoar e implementar padrões mundiais para testes com uso de simuladores e, assim, garantir a gestão de dose (1, 6).

A Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) nº 611/2022 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista (7). Através de suas Instruções Normativas (IN), em especial a IN nº 90/2021, a ANVISA exige uma relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade para equipamentos de radiologia médica. Os mesmos devem ser realizados pelos serviços de saúde, levando em conta as respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021). Além disso, a IN nº 90/2021 dispõe de diferentes anexos, sendo o Anexo II referente aos valores representativos de dose em radiodiagnóstico para paciente adulto típico, nas principais incidências. Dessa forma, esta IN considera como um paciente típico um indivíduo com característica biométrica típica de adulto, com peso entre 60 e 75 kg e altura entre 1,60 e 1,75 m. O Anexo II também indica as projeções do exame: ântero-posterior (AP), pósterio-anterior (PA), lateral (LAT) e Junção Lombo-Sacro (JLS). Por fim, define a “referência máxima” da dose de entrada na pele (DEP) do paciente para cada incidência (8), sendo a DEP o *kerma* no ar na superfície de entrada. Contudo, a IN nº 90/2021 não aborda metodologias para execução dos testes que a mesma exige.

Neste cenário, o TRS nº 457 (9) e o Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico (10) são opções de referências que propõem metodologias para dosimetria em radiografia. O Protocolo Espanhol, através do teste DG013, auxilia na obtenção de curvas de rendimento para aplicação de medidas indiretas de dose em pacientes. De acordo com o documento, o rendimento de um equipamento de radiografia é definido como o valor da dose absorvida no ar sem retroespalhamento, expressa a uma distância de 1 m da fonte de raios X (10). Já o TRS nº 457, dispõe de procedimentos que utilizam da montagem de simuladores para medição direta de *kerma* no ar incidente para diferentes tipos de exames.

Visto isso, utilizando o TRS nº 457 junto ao Protocolo Espanhol, é possível aplicar duas metodologias para estimativa de dose em pacientes, uma de maneira direta e outra indireta. A vantagem de utilizar o simulador é poder realizar exames radiográficos e obter a medição direta das doses com detectores de radiação. Assim, determinando valores representativos de dose (VRD), tal como a IN nº 90/2021 preconiza, reproduzindo cada região anatômica e projeção do seu Anexo II. Já a vantagem de construir e utilizar as curvas de rendimento, é poder estimar as doses de radiação em qualquer exame de um paciente real, sabendo apenas os parâmetros de exposição que foram aplicados para a aquisição e a distância foco-superfície de entrada da pele do paciente.

Dessa forma, este trabalho objetiva responder, de maneira experimental, se há concordância entre duas metodologias de dosimetria em radiografia convencional, aplicando um método direto e outro indireto para obtenção de VRD.

2. Materiais e Métodos

Trata-se de um estudo experimental com análise quantitativa da estimativa da dose de entrada na pele em exames de radiografia.

2.1 Equipamentos e Protocolos

Para as medições experimentais, foram utilizados cinco equipamentos de raios X, modelo Multix Top, do fabricante Siemens, os quais estão disponíveis no Hospital de Clínicas de Porto Alegre. As medições foram realizadas nas salas de exames de radiografia do setor de radiologia (salas A, B e C), na traumatologia (Sala D) e, também, na emergência (Sala E).

Buscou-se estimar os valores de dose na entrada da pele para todos os exames e as projeções definidas pelo Anexo II da IN nº 90/2021 (Tabela 1), para um paciente adulto típico.

Tabela 1. Valores representativos de dose em radiodiagnóstico para paciente adulto típico

Exame	Incidência	DEP (mGy)
		Referência máxima
Coluna Lombar	AP	10
	LAT	30
	JLS	40
Abdome, Urografia e Colecistectomia	AP	10
Pelve	AP	10
Bacia	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,4

Coluna Torácica	AP	7
	LAT	20
Crânio	AP	5
	LAT	3

Fonte: Anexo II da IN nº 90/2021 (8).

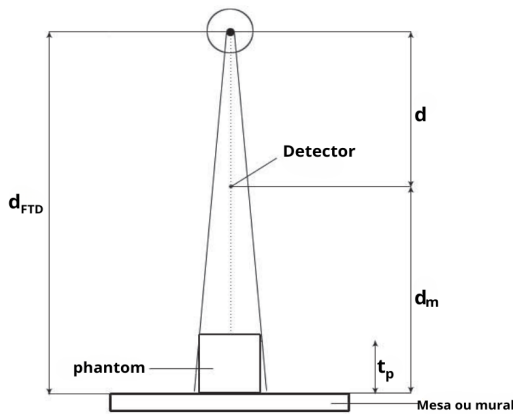
Para a obtenção das medidas de *kerma* no ar incidente foi utilizada uma câmara de ionização RadCal Accu-Dose 10X6-6 calibrada. Além disso, foram utilizadas as técnicas radiográficas usuais da prática clínica, ou seja, para cada exame reproduzido usou-se a tensão e o produto corrente-tempo conforme definidos nos protocolos armazenados em cada equipamento.

As salas de exames podem apresentar protocolos distintos para o mesmo tipo de exame. A maior parte dos protocolos utiliza as técnicas definidas pelo controle automático de exposição (CAE), que é calibrado para cada sala, considerando as particularidades do feixe de raios X, como rendimento e camada semirredutora, bem como as características dos receptores de imagem. Quanto aos protocolos que utilizam as técnicas radiográficas manuais, estas podem variar entre as salas devido aos operadores, além das características já citadas.

2.2 Medida Direta

A metodologia de dosimetria com medida direta consiste em reproduzir os exames listados no Anexo II utilizando simuladores e as técnicas radiográficas definidas nos equipamentos de radiografia de cada sala de exames. Os equipamentos em questão permitem a realização de radiografias com o CAE e também com o ajuste manual dos parâmetros de exposição.

Para realizar as medidas foi utilizada a geometria representada na Figura 1. O detector utilizado foi uma câmara de ionização calibrada, posicionada no centro do feixe e de forma a não sobrepor as células do



CAE.

Figura 1. Geometria disponibilizada no TRS 457 para dosimetria em radiografia convencional. d_{FTD} é a distância entre o foco e o suporte do paciente, d_m é a distância entre o detector e o suporte do paciente, t_p é a espessura do paciente simulado pelo phantom e d é a distância entre o detector e o foco do tubo de raios X. Fonte: Adaptado de TRS 457 (9).

Os simuladores utilizados consistem, basicamente, em diferentes espessuras de placas de Polimetilmetacrilato (PMMA), medindo 30 x 30 cm². Na Tabela 2 estão descritos os simuladores, a distância entre o foco e o suporte do paciente (d_{FTD}) e a espessura do paciente simulada pelo phantom (t_p).

Tabela 2. Simuladores e distâncias utilizadas para reproduzir a geometria do TRS 457 (9)

Exame	Incidência	Simulador	d_{FTD} (cm)	t_p (cm)
Coluna Lombar	AP	Modified ANSI Abdomen/Lumbar Spine†	150	18
	LAT	Modified ANSI Abdomen/Lumbar Spine†	150	18
	JLS	Modified ANSI Abdomen/Lumbar Spine†	150	18
Abdômen	AP	Modified ANSI Abdomen/Lumbar Spine†	100	18
Tórax	PA	ANSI chest†	180	15,5
	LAT	ANSI chest†	180	15,5
Crânio	AP	ANSI skull†	150	15,5
	LAT	ANSI skull†	150	15,5
Pelve/Bacia	AP	18 cm de PMMA	100	18
Coluna Torácica (ou Dorsal)	AP	18 cm de PMMA	150	18
	LAT	18 cm de PMMA	150	18

†Descrição do phantom no apêndice VII do TRS 457.

Inicialmente, para cada sala, foi realizado o posicionamento do simulador para cada tipo de exame, utilizando as distâncias entre o foco do tubo até a mesa ou mural de acordo com a Tabela 2. A câmara de ionização foi posicionada a 40 cm de distância em relação à superfície do PMMA, a fim de reduzir a contribuição da radiação espalhada nas medidas. A partir disso, foram obtidas três medidas de dose. A montagem do setup para as medidas está ilustrada na Figura 2.

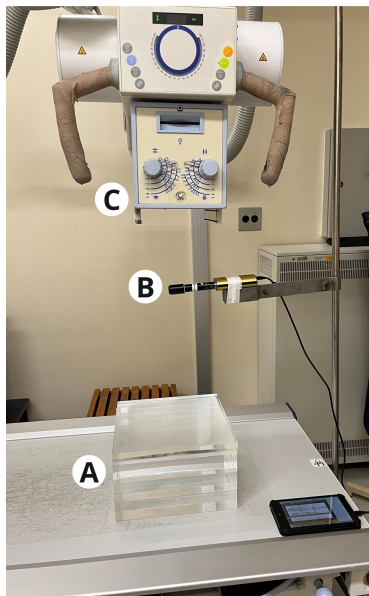


Figura 2. Setup para irradiação do phantom de pelve. “A” representa t_p , “B” é a posição da câmara de ionização e “C” é a fonte de raios X.

Para cada tipo de exame simulado, foi calculada a média das medidas de dose ($D1, D2$ e $D3$), corrigida pelo fator de calibração do instrumento de medida (f_c) e fator de correção para temperatura e pressão (k_{TP}). O *kerma* no ar incidente (K_i) medido foi corrigido para a posição da superfície de entrada do simulador através da regra do inverso do quadrado da distância, conforme a metodologia do TRS 457 para medições com simuladores. O cálculo para aplicação das correções descritas foi executado utilizando a Equação 1 com base na geometria da Figura 1.

$$K_i = \left(\frac{D1+D2+D3}{3}\right) \cdot f_c \cdot k_{TP} \cdot \left(\frac{d}{(d_{FTD} - t_p)}\right)^2 \quad (1)$$

Os valores de dose na entrada da pele foram estimados para os exames por meio do produto entre o K_i e o fator de retroespalhamento (B), conforme a Equação 2.

$$DEP = K_i \cdot B \quad (2)$$

A incerteza expandida da medida foi determinada baseando-se em uma incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, para uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95% (9).

2.3 Medida Indireta

A metodologia de dosimetria com medida indireta não utiliza simuladores. Nela, os valores de DEP são estimados através da obtenção de curvas de rendimento para cada equipamento de radiografia.

Para obter a curva de rendimento de cada equipamento, posicionou-se a câmara de ionização livre no ar a 1 metro do foco do tubo de raios X e foram realizadas três medidas de *kerma* no ar ($E1, E2$ e $E3$) para cada valor de tensão (kVp), mantendo o produto corrente-tempo (mAs) fixo. Foi

utilizado um mAs igual a 3,2 e variado o kVp em seis valores, sendo: 45, 55, 66, 81, 102 e 121. A escolha desses valores de kVp foi feita com base na faixa mais utilizada na prática clínica, já o valor de mAs é arbitrário, uma vez que o rendimento é normalizado por essa quantidade. Assim, para cada valor de tensão, o rendimento (R) em mGy/mAs foi obtido calculando a razão entre a média das três medidas de *kerma* no ar e o mAs , conforme a Equação 3.

$$R = \frac{\frac{E1+E2+E3}{3}}{mAs} \quad (3)$$

A partir dos valores de R calculados para cada kVp e para cada equipamento, é possível ajustar uma curva polinomial de 2ª ordem na forma $R(kV) = a + b \cdot (kV) + c \cdot (kV)^2$, e também pode-se ajustar uma curva de potência na configuração $R(kV) = a \cdot (kV)^2$ (10).

A equação da linha de tendência ajustada a partir dos valores de R permite determinar, para qualquer kVp e qualquer mAs , o *kerma* no ar a uma distância de um metro no eixo entre o foco do tubo de raios X e a câmara de ionização. A Figura 3 mostra um exemplo das curvas de rendimento obtidas para a Sala E.

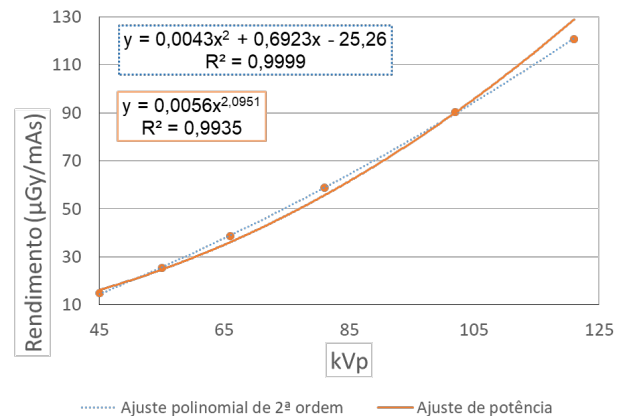


Figura 3. Ajustes polinomial de 2ª ordem e de potência do rendimento, realizados para a sala E.

Posteriormente, foram aplicados nas curvas os mesmos valores de kVp e mAs obtidos no ensaio com o método direto (com simuladores), para estimar a dose na região que corresponderia à superfície de entrada do simulador. Dessa forma, foi possível calcular a diferença percentual entre a dose estimada através das curvas de R obtidas e a dose medida com o primeiro método apresentado neste artigo. A conversão dos valores medidos para a estimativa de DEP foi realizada da mesma forma que para a medida direta, seguindo a Equação 2, e considerando a mesma incerteza.

3. Resultados e Discussão

3.1 Método Direto

Conforme a metodologia descrita anteriormente para o método direto, obteve-se os resultados explicitados na Tabela 3.

Tabela 3. Valores de DEP obtidos a partir das Medidas Diretas

Exame	Incidência	DEP (\pm incerteza) (mGy)				
		Sala A	Sala B	Sala C	Sala D	Sala E
Coluna Lombar	AP	2,17 (\pm 0,15)	2,36 (\pm 0,16)	2,32 (\pm 0,16)	2,51 (\pm 0,18)	2,83 (\pm 0,20)
	LAT	4,34 (\pm 0,30)	4,71 (\pm 0,33)	4,63 (\pm 0,32)	2,21 (\pm 0,15)	5,67 (\pm 0,40)
	JLS	1,74 (\pm 0,12)	1,89 (\pm 0,13)	1,85 (\pm 0,13)	1,66 (\pm 0,12)	2,26 (\pm 0,16)
Abdômen	AP	2,20 (\pm 0,15)	1,47 (\pm 0,10)	1,33 (\pm 0,09)	1,48 (\pm 0,10)	1,34 (\pm 0,09)
Tórax	PA	0,32 (\pm 0,02)	0,13 (\pm 0,01)	0,11 (\pm 0,01)	0,13 (\pm 0,01)	0,15 (\pm 0,01)
	LAT	0,31 (\pm 0,02)	0,12 (\pm 0,01)	0,10 (\pm 0,01)	0,23 (\pm 0,02)	0,15 (\pm 0,01)
Crânio	AP	2,17 (\pm 0,15)	1,05 (\pm 0,07)	0,69 (\pm 0,05)	0,69 (\pm 0,05)	1,05 (\pm 0,07)
	LAT	0,18 (\pm 0,01)	0,22 (\pm 0,02)	0,19 (\pm 0,01)	0,19 (\pm 0,01)	1,05 (\pm 0,07)
Pelve/Bacia	AP	2,28 (\pm 0,16)	1,48 (\pm 0,10)	1,34 (\pm 0,09)	2,92 (\pm 0,20)	2,76 (\pm 0,19)
Coluna Torácica (ou Dorsal)	AP	2,05 (\pm 0,14)	2,51 (\pm 0,18)	2,46 (\pm 0,17)	2,52 (\pm 0,18)	2,19 (\pm 0,15)
	LAT	2,91 (\pm 0,14)	3,55 (\pm 0,25)	3,48 (\pm 0,24)	2,52 (\pm 0,18)	2,19 (\pm 0,15)

Fonte: Os autores (2024).

3.2 Método Indireto

Conforme a metodologia descrita anteriormente para o método indireto, obteve-se os resultados explicitados na Tabela 4.

Tabela 4. Valores de DEP obtidos a partir das Medidas Indiretas

Ajuste da curva de Rendimento	Exame	Incidência	DEP (\pm incerteza) (mGy)				
			Sala A	Sala B	Sala C	Sala D	Sala E
Ajuste polinomial de 2ª ordem	Coluna Lombar	AP	2,13 (\pm 0,15)	2,52 (\pm 0,18)	2,23 (\pm 0,16)	2,77 (\pm 0,20)	2,59 (\pm 0,18)
		LAT	4,26 (\pm 0,30)	5,05 (\pm 0,35)	4,45 (\pm 0,31)	2,45 (\pm 0,18)	5,17 (\pm 0,36)
		JLS	1,70 (\pm 0,12)	2,02 (\pm 0,14)	1,78 (\pm 0,12)	1,81 (\pm 0,13)	2,07 (\pm 0,14)
	Abdômen	AP	2,60 (\pm 0,18)	1,47 (\pm 0,10)	1,50 (\pm 0,11)	1,67 (\pm 0,12)	1,49 (\pm 0,11)
	Tórax	PA	0,34 (\pm 0,02)	0,14 (\pm 0,01)	0,11 (\pm 0,01)	0,14 (\pm 0,01)	0,15 (\pm 0,01)
		LAT	0,33 (\pm 0,02)	0,14 (\pm 0,01)	0,11 (\pm 0,01)	0,23 (\pm 0,02)	0,15 (\pm 0,01)
	Crânio	AP	2,38 (\pm 0,18)	1,14 (\pm 0,09)	0,70 (\pm 0,05)	0,75 (\pm 0,06)	0,98 (\pm 0,07)
		LAT	0,19 (\pm 0,01)	0,23 (\pm 0,02)	0,19 (\pm 0,01)	0,19 (\pm 0,01)	0,99 (\pm 0,07)
	Pelve/Bacia	AP	2,54 (\pm 0,18)	1,49 (\pm 0,10)	1,53 (\pm 0,11)	3,25 (\pm 0,24)	3,07 (\pm 0,22)
	Coluna	AP	2,12 (\pm 0,15)	2,52 (\pm 0,18)	2,23 (\pm 0,16)	2,78 (\pm 0,20)	2,02 (\pm 0,14)

	Torácica (ou Dorsal)	LAT	3,02 (± 0,21)	3,58 (± 0,25)	3,16 (± 0,22)	2,78 (± 0,20)	2,02 (± 0,14)
Ajuste de potência	Coluna Lombar	AP	2,04 (± 0,14)	2,40 (± 0,17)	2,08 (± 0,15)	2,59 (± 0,19)	2,46 (± 0,17)
		LAT	4,08 (± 0,29)	4,80 (± 0,34)	4,16 (± 0,29)	2,29 (± 0,16)	4,92 (± 0,34)
		JLS	1,63 (± 0,11)	1,92 (± 0,13)	1,66 (± 0,12)	1,73 (± 0,12)	1,97 (± 0,14)
	Abdômen	AP	2,43 (± 0,17)	1,36 (± 0,10)	1,37 (± 0,10)	1,57 (± 0,11)	1,39 (± 0,10)
	Tórax	PA	0,37 (± 0,03)	0,15 (± 0,01)	0,11 (± 0,01)	0,15 (± 0,01)	0,16 (± 0,01)
		LAT	0,36 (± 0,02)	0,15 (± 0,01)	0,11 (± 0,01)	0,24 (± 0,02)	0,16 (± 0,01)
	Crânio	AP	2,22 (± 0,16)	1,07 (± 0,08)	0,64 (± 0,05)	0,70 (± 0,05)	0,92 (± 0,07)
		LAT	0,18 (± 0,01)	0,22 (± 0,02)	0,17 (± 0,01)	0,18 (± 0,01)	0,92 (± 0,07)
	Pelve/Bacia	AP	2,37 (± 0,17)	1,38 (± 0,10)	1,39 (± 0,10)	3,04 (± 0,22)	2,87 (± 0,21)
	Coluna Torácica (ou Dorsal)	AP	2,04 (± 0,14)	2,40 (± 0,17)	2,08 (± 0,15)	2,59 (± 0,19)	1,89 (± 0,14)
LAT		2,90 (± 0,20)	3,40 (± 0,24)	2,95 (± 0,21)	2,60 (± 0,19)	1,89 (± 0,14)	

Fonte: Os autores (2024).

3.3 Comparação das metodologias

Os valores obtidos para a DEP, em ambas as metodologias, estão abaixo da referência máxima estabelecida no Anexo II da IN nº 90/2021 (8). Esse resultado demonstra que, no que tange o aspecto

dosimétrico, os equipamentos de radiografia utilizados para as medidas estão em consonância com a normativa brasileira.

Tabela 5. Diferença percentual entre os valores de DEP obtidos com as duas metodologias

Exame	Incidência	Diferença entre a DEP calculada com ajuste polinomial e a DEP estimada com o método direto (%)					Diferença entre a DEP calculada com ajuste de potência e a DEP estimada com o método direto (%)				
		Sala A	Sala B	Sala C	Sala D	Sala E	Sala A	Sala B	Sala C	Sala D	Sala E
Coluna Lombar	AP	-1,83	7,27	-3,96	10,33	-8,81	-5,86	1,93	-10,40	3,06	-13,29
	LAT	-1,82	7,23	-3,88	10,48	-8,73	-5,85	1,89	-10,32	3,47	-13,21
	JLS	-2,33	6,87	-4,02	8,92	-8,64	-6,33	1,55	-10,45	3,91	-13,12
Abdômen	AP	18,14	-0,07	12,82	12,75	10,85	10,45	-7,32	3,04	5,44	3,86
Tórax	PA	7,66	12,90	-2,62	4,98	0,20	15,00	17,76	0,40	6,86	3,31
	LAT	6,96	20,73	3,76	2,39	-0,37	17,99	32,29	6,29	4,22	2,73
Crânio	AP	9,99	9,27	1,76	9,35	-6,73	2,51	1,88	-7,17	2,16	-12,94
	LAT	6,47	10,07	-0,91	-1,94	-5,38	-0,64	2,27	-9,33	-8,12	-11,68
Pelve/Bacia	AP	11,60	0,84	13,98	11,58	11,33	4,03	-6,37	4,10	4,25	4,12
Coluna	AP	3,91	0,73	-9,39	10,19	-7,70	-0,35	-4,28	-15,47	2,93	-13,52

Torácica (ou Dorsal)	LAT	3,95	0,95	-9,16	10,22	-7,70	-0,31	-4,08	-15,25	2,97	-13,52
-------------------------	-----	------	-------------	--------------	-------	--------------	--------------	-------	--------	-------------	--------

Fonte: Os autores (2024).

Na Tabela 5 estão apresentadas a comparação percentual dos ajustes polinomial e de potência em relação às medidas diretas.

Os percentuais negativos da Tabela 5 indicam os casos em que a dose estimada a partir do método indireto foi menor do que os valores obtidos com o método direto.

Nessa Tabela, os valores destacados representam o tipo de ajuste que refletiu na menor diferença em relação ao método direto, por sala e exame. Assim, podemos observar que não há distinção relevante na escolha do tipo de ajuste a ser usado para o método indireto, uma vez que os melhores percentuais obtidos com o ajuste polinomial representam aproximadamente 56% das medições, ao passo que o ajuste de potência é responsável pelos 44% restantes.

Ao compararmos o método direto com os ajustes polinomial e de potência, podemos visualizar na sala B para o exame de tórax lateral as maiores diferenças percentuais dentre os demais resultados. Para a incidência lateral, o maior percentual de 32,29% equivale, em termos de DEP, a uma discrepância de apenas 0,03 mGy no cálculo da dose. As curvas também estão sujeitas às incertezas devido às medidas experimentais de tensão e às próprias equações de ajustes. Essas incertezas, no entanto, foram desprezadas para a estimativa de DEP.

As vantagens do método direto estão relacionadas, principalmente, à fácil reprodutibilidade, um dos fatores que contribuem para isso é a utilização de simuladores de PMMA. Como desvantagens, pode-se citar a limitação na reprodução das incidências laterais, pois os simuladores utilizados foram projetados para oferecer a mesma atenuação primária e produção de dispersão que a seção do corpo de um paciente padrão somente para as incidências AP e PA (9). Além disso, o tempo de realização das medidas foi significativamente maior quando comparado ao outro método realizado, uma vez que era necessária a montagem dos diferentes simuladores, posicionamento das distâncias d_{FTD} e da câmara de ionização e, também, a realização de três medidas por exame e incidência, totalizando um quantitativo de 165 medições para cada equipamento de radiografia, ao passo que o método indireto demandou 90 medidas para a construção da curva de rendimento de cada equipamento.

O método indireto apresenta diversas vantagens, sendo uma delas a facilidade do processo. A ausência da necessidade de utilizar simuladores faz com que a montagem do *setup* seja única para qualquer projeção e tipo de exame. Ademais, em comparação ao método direto, o número de exposições para a coleta das medidas é reduzido.

Outro benefício significativo é a capacidade de poder ser usado para estimar a dose de pacientes reais com base apenas nos parâmetros de exposição e nas distâncias foco-pele. A desvantagem do método para realizar o teste de VRD é ter que conhecer o *mAs* adequado para reproduzir a metodologia, uma vez que o CAE só é possível utilizar quando se tem simuladores. Isso porque, nos equipamentos de raios X utilizados, os protocolos de exames armazenados sugerem um determinado valor de *kVp* e uso do CAE para determinar o *mAs* apropriado para o exame, ou seja, não há um *mAs* fixo.

4. Conclusões

Nesse estudo, aplicamos duas metodologias para obtenção de VRD. Dentre elas, é importante observar a presença de erros experimentais e de ajustes de curva de rendimento, que podem ocasionar desvios de até 32% no cálculo da dose entre os diferentes métodos apresentados. Vale ressaltar que, embora esse erro represente uma porcentagem elevada em termos relativos, em valores absolutos, a dose de radiação associada a essa diferença é de 0,03 mGy. Ademais, na maioria das vezes, os dois métodos comparados apresentaram diferenças inferiores a 10%, indicando que, geralmente, é possível estimar valores de DEP muito próximos independentemente da escolha do ajuste da curva de rendimento.

Esse estudo apresentou duas metodologias que podem ser utilizadas para realização do teste de valores representativos de dose estabelecido pela IN n° 90/2021. Observando a concordância entre as duas metodologias apresentadas, pode-se destacar o potencial do uso do método indireto como uma forma prática de realizar a dosimetria de pacientes reais, a partir da curva de rendimento do equipamento de raios X utilizado e conhecimento da técnica radiográfica empregada, bem como da distância foco-pele.

O presente estudo torna-se importante na rotina do físico médico, uma vez que o método indireto de dosimetria discutido tem potencial inclusive para estimar a dose de entrada na pele de pacientes reais e, assim, apoiar as rotinas de estabelecimento de valores representativos de doses locais para estabelecimentos de saúde.

Referências

- IAEA. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. [S.l.], 2010. Disponível em: <<https://elearning.iaea.org/m2/course/view.php?id=628>>.
- BUSHBERG, J. T. et al. The Essential Physics of Medical Imaging. 3. ed. Philadelphia: Volters Kluwer, 2012. ISBN 978-0-7817-8057-5. 6, 7.
- BUSHONG, S. C. Radiologic Science for Technologists. 10. ed. Missouri: Elsevier, 2013. ISBN 978-0-323-08135-1. 6, 7.
- BRASIL. Resolução CNEN no 164/14. Norma CNEN NN-3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Diário

- Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 2005. Ministério da Ciência e Tecnologia. Comissão Nacional de Energia Nuclear. 4, 5.
5. Vano, E., Sanchez Casanueva, R., Fernandez Soto, J.M. et al. Challenges in Occupational Dosimetry for Interventional Radiologists. *Cardiovasc Intervent Radiol* 44, 866–870 (2021).
 6. FRANCISCATTO, PC. Caracterização das qualidades de radiação x seguindo as recomendações da norma IEC 61267 no laboratório de calibração do IPEN. IPEN. 2009.
 7. BRASIL. Resolução RDC nº 611, de 9 de março de 2022. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 2022. Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada.
 8. BRASIL. Instrução Normativa nº 90, de 27 de maio de 2021. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 2021. Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada.
 9. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
 10. SEFM; SEPR; SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico: Revisión 2011. 3. ed. rev. Madrid: Senda Editorial, S.A., 2012. 326 p.

Contato:

Luany Nobre Furlan
Universidade Federal de Ciências da Saúde de
Porto Alegre - UFCSPA
luanyfurlanfm@gmail.com