

Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido

Dosimetry of occupational exposure in a hemodynamics room using a solid state detector

Alessa Maschio¹ , Felipe B. da Cruz¹ , Ingrid Cristina dos S. Silva² , Tainara Gabrieli Zandoná¹ , Samara P. Souza¹ , Cássio V. Komatsu^{1,3} , Lucio P. Neves^{1,2} , Ana Paula Perini^{1,2} 

¹Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica (PPGEB/FEELT), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

²Instituto de Física (INFIS), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

³Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU/EBSERH), Uberlândia, Brasil

Resumo

Procedimentos de radiologia intervencionista podem acarretar doses elevadas aos profissionais envolvidos, estando entre as maiores doses ocupacionais em serviços hospitalares. Esta exposição pode ser influenciada por fatores como a distância do profissional em relação ao fantoma de PMMA, blindagens, parâmetros utilizados e tamanho do paciente. Assim, este trabalho teve o objetivo de estimar a dose efetiva da equipe multidisciplinar e o número de procedimentos anuais permitidos, dentro dos limites de dose estabelecidos pela CNEN NN 3.01, variando o cenário dosimétrico. Para isso, foi utilizado um detector de estado sólido para medir as taxas de kerma no ar em simulações de procedimentos de cabeça e abdome em um fantoma de PMMA, que posteriormente foram convertidas em dose efetiva por meio dos fatores de conversão de dose efetiva por unidade de kerma no ar, disponíveis na ICRP 74. Os resultados mostram que o aumento da distância entre o profissional e o fantoma de PMMA em 56 cm provocou reduções de dose em até 82%, enquanto o uso do vidro plumbífero suspenso reduziu a dose efetiva em 99%. Além disso, alterando a espessura do paciente de 16 para 32 cm de diâmetro, foi verificado um aumento de 26 vezes na dose recebida pelo médico principal.

Palavras-chave: radiologia intervencionista; hemodinâmica; proteção radiológica; dose efetiva; indivíduo ocupacionalmente exposto; detector de estado sólido.

Abstract

Interventional radiology procedures may lead to high doses for the professionals involved and they are among the highest occupational doses in hospital services. This exposure can be influenced by factors such as the professional's distance from the PMMA phantom, shielding, the parameters used and the patient size. Thus, this work aimed to estimate the effective dose of the multidisciplinary team and the number of annual procedures allowed, within the dose limits established by CNEN NN 3.01, by varying the dosimetric scenario. To make this, a solid-state detector was used to measure air kerma rates in simulations of head and abdomen procedures on a PMMA phantom, which were later converted into effective dose using the effective dose conversion factors per unit of air kerma available in ICRP 74. The results showed that increasing the distance between the professional and the PMMA phantom by 56 cm led to dose reductions of up to 82%, while the use of suspended lead glass reduced the effective dose by 99%. In addition, changing the patient's thickness from 16 to 32 cm in diameter resulted in a 26-fold increase in the dose received by the main physician.

Keywords: *interventional radiology; hemodynamics; radiological protection; effective dose; occupationally exposed individuals; solid state detector.*

1. Introdução

A radiologia intervencionista (RI) baseia-se em técnicas minimamente invasivas guiadas por fluoroscopia, resultando em menores riscos e complicações aos pacientes, quando comparada às intervenções cirúrgicas tradicionais (1,2). Rápidos avanços na tecnologia disponível e aumentos no número de profissionais qualificados fizeram com que a RI se difundisse, podendo, atualmente, ser utilizada em praticamente todos os sistemas e órgãos do corpo humano (3,4).

Procedimentos de RI requerem a realização de muitas imagens radiográficas e, a depender do caso, podem ser bastante demorados, o que gera preocupação acerca da segurança da equipe de profissionais expostos à radiação (5–7). É reconhecido que os médicos atuantes em RI se enquadram entre os profissionais que mais recebem

dose de radiação em serviços hospitalares (8). Por este motivo, são impostos princípios de proteção radiológica às práticas envolvendo radiação ionizante, dos quais se destaca a otimização, cujo principal objetivo é manter as exposições tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, considerando fatores socioeconômicos (9–11).

Além disso, um fator importante na determinação das doses dos profissionais é a distância do indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) à fonte de radiação e ao paciente, que, se tratando de RI, é a principal causa de radiação espalhada (12,13). Desta forma, os diferentes profissionais presentes durante um procedimento de RI podem receber doses diversas de acordo com sua posição e ocupação (14–17).

Conhecendo os riscos que os profissionais convivem diariamente, como chances maiores de desenvolver catarata e tumores radioinduzidos (18–20), é importante determinar quais regiões de uma

sala de RI são mais propensas à maior exposição do IOE, e quais trabalhadores estão mais expostos à radiação. Existem várias maneiras de se fazer isso, sendo uma delas realizar um mapeamento das doses na sala utilizando um detector de estado sólido, que, devido à sua alta densidade, possui uma baixa energia de ionização quando comparado a uma câmara de ionização a gás (21).

O objetivo deste trabalho é determinar as doses efetivas recebidas pelos IOEs presentes em diferentes pontos de uma sala de RI durante procedimentos de cabeça e abdome realizados com um fluoroscópio.

2. Materiais e Métodos

2.1. Cenário dosimétrico

As medições foram realizadas utilizando um fluoroscópio *Axiom Artis Zee™* (Siemens) (22) aprovado em testes de controle de qualidade, em uma sala de hemodinâmica de um hospital de grande porte. Em todas as exposições, o *gantry* esteve posicionado de modo que o tubo de raios X estivesse embaixo da mesa, na projeção pósterio-anterior (PA), como mostrado na Figura 1.

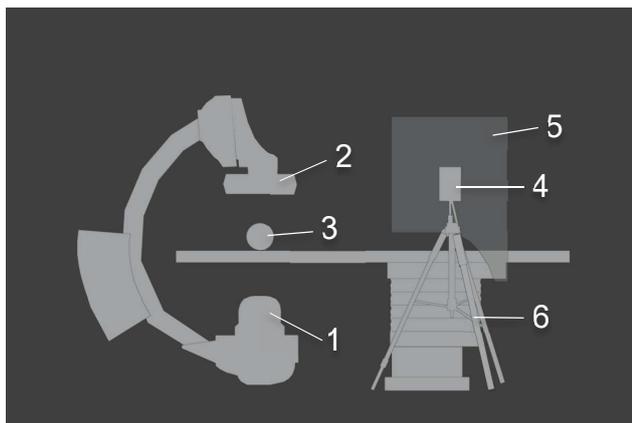


Figura 1: Representação do cenário do estudo, contendo: (1) tubo de raios X, (2) detector digital de tela plana, (3) fantoma de PMMA, (4) RTI Scatter Probe, (5) vidro plumbífero suspenso e (6) tripé.

Para representar o paciente foram utilizados dois fantasmas de polimetilmetacrilato (PMMA), com 16 cm e 32 cm de diâmetro, para procedimentos de cabeça e abdome, respectivamente. Os parâmetros empregados foram fornecidos pelo fluoroscópio, que possui controle automático de exposição, operando a uma taxa de 15 quadros por segundo:

- Parâmetro para procedimento de RI na cabeça – tamanho de campo de 22 cm², tensão média de 73,5 kV e corrente média de 447 mA;
- Parâmetro para procedimento de RI no abdome – tamanho de campo de 48 cm², tensão média de 86 kV e corrente média de 800 mA.

O detector do estado sólido *RTI Scatter Probe™* (23), com duas áreas ativas, 10 cm² e 100 cm², foi conectado a um detector *Black Piranha™* (24) e colocado em um tripé, a 170 cm de altura, a fim de

simular o IOE em pontos comumente ocupados pela equipe intervencionista, como mostrado na Figura 2. As taxas de kerma no ar foram verificadas e posteriormente convertidas em doses efetivas. A partir disso, torna-se possível comparar os dados obtidos com os parâmetros utilizados em cada procedimento, como a distância em relação ao fantoma de PMMA e o uso de blindagem equivalente a 0,5 mmPb.

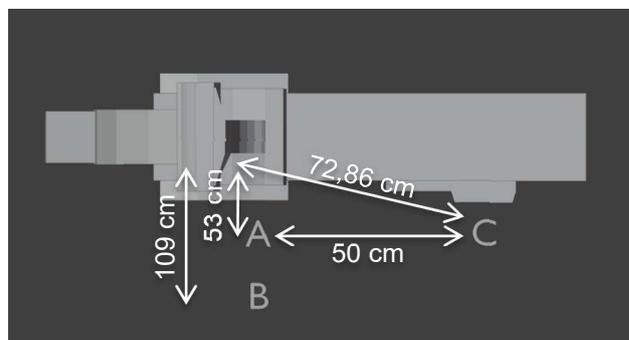


Figura 2: Representação do posicionamento do detector em relação ao fantoma de PMMA.

Na posição A, o detector simula o IOE a 53 cm do paciente; na posição B, o IOE foi posicionado a uma distância maior, a 109 cm do paciente; e na posição C, o detector foi deslocado 50 cm em relação à posição A, sendo esta exposição realizada com e sem o uso de blindagem equivalente a 0,5 mmPb.

2.2. Determinação da dose efetiva para o IOE

Os valores de taxas de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$) foram registrados pelo detector e convertidos em dose efetiva (mSv), por meio dos coeficientes de conversão E/K_a dispostos na Tabela A-17 do Anexo II da Publicação 74 da ICRP (25), conforme proposto por Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) (26).

Uma vez que esses dados (25) são valores inteiros de energias do feixe, foram realizadas interpolações lineares para obter coeficientes correspondentes às tensões utilizadas neste estudo. Os fatores de conversão de dose efetiva por unidade de kerma no ar (F_{EF}) encontrados foram 0,985 e 1,022 para cabeça e abdome, respectivamente.

A fim de se estabelecer comparações com o estudo de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) (26), o tempo de exame considerado foi de cinco minutos, uma vez que no presente trabalho foram realizadas somente medições no modo *cine*.

3. Resultados e discussão

Por meio do posicionamento da *RTI Scatter Probe™* em diferentes locais da sala, foi possível medir os valores de taxa de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$). Utilizando o fator de conversão de dose efetiva por unidade de kerma no ar supracitado, foi possível obter a taxa de dose média (mSv/h) para cada uma das três posições do IOE com o fantoma simulador de cabeça: 2,034 mSv/h (A), 0,727 mSv/h (B), 1,696 mSv/h (C) e 0,016 mSv/h (posição C com vidro plumbífero). Já para o fantoma simulador de abdome foram de: 54,873 mSv/h (A), 9,997 mSv/h (B),

44,384 mSv/h (C) e 0,486 mSv/h (posição C com vidro plumbífero).

Cabe ressaltar que não foram encontrados na literatura cenários estudo parecidos, considerando a projeção e parâmetros do tubo de raios X, tamanho do campo de radiação, tamanho do fantoma, altura do detector e posicionamentos do IOE. Sendo assim, os valores aqui encontrados diferem dos encontrados na literatura (27).

No estudo de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) (26), foi realizada uma avaliação da exposição para o médico e enfermeira no serviço de hemodinâmica, utilizando uma câmara de ionização e um fantoma de água de 18 cm de espessura. Foram simuladas diversas projeções do tubo de raios X a uma tensão de 60 kV, enquanto a câmara de ionização foi posicionada em dois locais da sala: a 70 cm e 300 cm do intensificador de imagem.

A fim de se estabelecer comparações com o trabalho de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) (26), foram utilizados os parâmetros de duração do modo *cine* e número de procedimentos descritos pelos autores (26) para o cálculo da dose efetiva mensal que o IOE receberia nas posições A e C (a 53 cm e 72,86 cm de distância do fantoma de PMMA, respectivamente), descritas na Figura 2.

Considerando a lei do inverso do quadrado da distância (IQD), é possível obter as doses efetivas para as posições a 70 cm (A) e 300 cm (C). Os resultados obtidos estão na mesma ordem de grandeza do estudo utilizado para comparação (26), com uma diferença percentual de 75% e 49% para A e C, respectivamente. Essas diferenças podem ser justificadas por variações na altura da câmara e na tensão do tubo, implicando no uso de um fator de conversão de dose efetiva por unidade de kerma no ar diferente.

Silva *et al.* (2008) demonstraram em seus estudos que o fator de atenuação do avental de 1/10 pode ser utilizado como aproximação da dose efetiva por dentro do avental (11). Assim, este fator de atenuação foi utilizado para simular um avental plumbífero no IOE, de forma que a dose efetiva pudesse ser extrapolada para verificar a quantidade de procedimentos que o profissional poderia se submeter ao longo de um ano, seguindo as recomendações da normativa CNEN NN 3.01, que estabelece o limite de 20 mSv por ano, em uma média de cinco anos, desde que o limite anual não ultrapasse 50 mSv (28).

As Tabelas 1 e 2 mostram os resultados de dose efetiva por procedimento (mSv) para cada uma das posições do IOE para protocolo de procedimentos de cabeça e abdome, respectivamente, bem como o número de procedimentos mensais e anuais considerando um limite de dose anual de 20 mSv.

Nota-se que o posicionamento do profissional na sala é um fator importante em relação à dose que ele receberá, visto que a dose recebida diminui com a distância. Para os procedimentos de cabeça, houve uma redução de 64% da dose efetiva da posição A para a posição B, enquanto para os procedimentos de abdome a redução foi de 82%, o que

consequentemente impactará no número de procedimentos que cada IOE poderá realizar anualmente dentro dos limites de dose.

Tabela 1. Dose efetiva por procedimento, número de procedimentos mensais e anuais permitidos de acordo com a CNEN NN 3.01 (28) para procedimentos de cabeça

Posição	E / procedimento (mSv)	Número de procedimentos	
		Mês	Ano
A	0,017	98	1184
B	0,006	276	3312
C	0,013	127	1534
C com vidro Pb	$1,29 \times 10^{-4}$	12875	154510

Fonte: Os autores (2024).

Tabela 2. Dose efetiva por procedimento, número de procedimentos mensais e anuais permitidos de acordo com a CNEN NN 3.01 (28) para procedimentos de abdome

Posição	E / procedimento (mSv)	Número de procedimentos	
		Mês	Ano
A	0,455	3	43
B	0,083	20	241
C	0,368	4	54
C com vidro Pb	0,004	413	4957

Fonte: Os autores (2024).

Isso se justifica pela proximidade do IOE ao paciente, uma vez que este é meio espalhador da radiação (29). Na literatura, diversos estudos mostram que os profissionais situados mais próximos ao tubo de raios X e ao paciente recebem as maiores exposições dentro das salas intervencionistas (27, 30-33). Dessa forma, mostra-se necessário um posicionamento estratégico da equipe multidisciplinar, afastando-se do paciente quando possível, de forma a diminuir a exposição recebida.

Quanto maior a espessura e densidade de um paciente sujeito a exames de raios X, maior a dose que ele receberá. Isso ocorre pois, dentre outros fatores, é necessário aumentar os parâmetros do procedimento, como a tensão do tubo, para assegurar que o número adequado de fótons atinja o receptor, para uma boa qualidade da imagem (12,34). O aumento da espessura do paciente, aliado ao ajuste dos parâmetros do tubo de raios-X, levará a uma maior radiação espalhada na sala, aumentando a dose sobre os IOEs.

Como pode ser visto neste estudo, há um aumento dos parâmetros do protocolo do fluoroscópio quando o procedimento a ser realizado é de abdome, devido ao aumento de espessura do fantoma. Para o IOE situado na posição A, a dose efetiva recebida em procedimentos de cabeça foi de 0,017 mSv e, em procedimentos de abdome, foi de 0,455 mSv, refletindo um aumento de 26 vezes na dose recebida. Este mesmo IOE realizando procedimentos de abdome poderia se submeter a somente 43 procedimentos anuais – em contrapartida, poderia realizar 1184 procedimentos de cabeça anualmente, considerando as condições utilizadas neste trabalho. Kato *et al.* (2019) indicaram em seu estudo que a distância entre médicos e pacientes para procedimentos torácicos e cardíacos é menor do que

a distância em procedimentos neurovasculares. Assim, o médico que realiza procedimentos cardíacos é submetido a uma maior exposição à radiação do que o médico que realiza procedimentos neurovasculares (35).

Estudos (26,30,36) mostram que a utilização de escudos plumbíferos em procedimentos de radiologia intervencionista podem acarretar redução de dose ocupacional que variam de 85 a 98%. No presente trabalho, em ambos os procedimentos se observou uma redução na dose de 99% na posição C, quando comparadas as situações sem e com vidro plumbífero, o que permite um aumento de até 100 vezes no número de procedimentos realizados anualmente. Apesar disso, também é relatado que os vidros plumbíferos suspensos podem dificultar os procedimentos (31).

Conforme a *AAPM Medical Physics Practice Guideline 12.a* (37), os IOEs devem utilizar dispositivos de monitoramento de dose, que devem ser posicionados no local adequado. Assim, o monitoramento ocupacional é importante para garantir que as doses recebidas pelos IOEs se mantenham tão baixas quanto razoavelmente exequíveis.

5. Conclusões

Os dados obtidos neste estudo indicam que a maior dose efetiva foi registrada pelo IOE localizado na posição comumente ocupada pelo médico principal (A), com valores de 0,017 mSv para procedimentos de cabeça e 0,455 mSv para procedimentos de abdome. Em uma posição mais distante do fantoma (B), a dose efetiva foi de 0,006 mSv para procedimentos de cabeça e 0,083 mSv para procedimentos de abdome. Esses resultados demonstram uma diferença significativa na exposição entre as posições analisadas. Além disso, a ausência de comparativos na literatura para os procedimentos de abdome destaca a importância e a relevância deste estudo. A obtenção e apresentação desses dados fornecem uma contribuição importante para a pesquisa, evidenciando a necessidade de novas investigações sobre a exposição radiológica em diferentes posições durante os procedimentos de abdome. Assim, este estudo não apenas preenche uma lacuna existente, mas também estabelece um ponto de referência para futuros trabalhos na área.

Foi observado que é possível realizar um maior número de procedimentos anualmente quando o IOE utiliza o vidro plumbífero suspenso, o que proporciona uma redução de 99% em sua dose efetiva. Também foi verificada a influência da espessura do fantoma na radiação espalhada, a qual contribui para o aumento da exposição da equipe multidisciplinar envolvida no procedimento. Especificamente, ao alterar a espessura do fantoma de 16 cm para 32 cm, constatou-se um aumento de 26 vezes na dose recebida pelo médico principal.

Assim, diante da importância dos procedimentos de RI atualmente e dos riscos decorrentes da exposição ocupacional rotineira à radiação ionizante, torna-se imprescindível saber a delimitação do número de

procedimentos que os profissionais atuantes em diferentes posições da sala, variando-se os parâmetros do procedimento e configurações do cenário, podem realizar anualmente. Com isso, os IOEs atuantes na RI podem ter a ciência dos riscos envolvidos, a fim de evitar a ocorrência de efeitos adversos.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da UFU e das agências de fomento: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001; Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelos projetos de pesquisa 3999459/2023-3 (F.B.C.), 161258/2023-9 (I.C.S.S.), 312160/2023-2 (L.P.N.), 312124/2021-0 (A.P.P.); 407493/2021-2; 403556/2020-1; Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), por meio dos projetos APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23. S.P.S agradece à FAPEMIG pela Bolsa de Doutorado. Este trabalho faz parte do Instituto Brasileiro de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações à Indústria e à Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPQ 406303/2022-3.

Referências

1. Arnold MJ, Keung JJ, McCarragher B. Interventional Radiology: Indications and Best Practices. *Am Fam Physician* [Internet]. 2019 May 1;99(9):547–56.
2. Lanza C, Carriero S, Buijs EFM, Mortellaro S, Pizzi C, Sciacqua LV, et al. Robotics in Interventional Radiology: Review of Current and Future Applications. *Technol Cancer Res Treat* [Internet]. 2023 Jan 27;22:153303382311520.
3. Falco MD, Masala S, Stefanini M, Bagalà P, Morosetti D, Calabria E, et al. Effective-dose estimation in interventional radiological procedures. *Radiol Phys Technol* [Internet]. 2018 Jun 8;11(2):149–55.
4. Baum RA, Baum S. Interventional Radiology: A Half Century of Innovation. *Radiology* [Internet]. 2014 Nov;273(2S):S75–91.
5. Morrish OWE, Goldstone KE. An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures. *Br J Radiol* [Internet]. 2008 Jan;81(961):35–45.
6. Topaltzikis T, Rountas C, Moissidou R, Fezoulidis I, Kappas C, Theodorou K. Radiation dose to patients and staff during angiography of the lower limbs. Derivation of local dose reference levels. *Phys Medica* [Internet]. 2009 Mar;25(1):25–30.
7. Santos WS, Neves LP, Perini AP, Belinato W, Caldas LVE, Carvalho AB, et al. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. *Phys Medica* [Internet]. 2015 Dec;31(8):929–33.
8. Lunelli NA, Khoury HJ, Andrade GHV de, Borrás C. Evaluation of occupational and patient dose in cerebral angiography procedures. *Radiol Bras* [Internet]. 2013 Dec;46(6):351–7.
9. Moura R, Bacchim Neto FA. Proteção radiológica aplicada à radiologia intervencionista. *J Vasc Bras* [Internet]. 2015 Sep;14(3):197–9.
10. Leyton F, Canevaro L, Dourado A, Castello H, Bacelar A, Navarro MT, et al. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. *Rev Bras Cardiol Invasiva* [Internet]. 2014 Mar;22(1):87–98.
11. Silva LP da, Maurício CL de P, Canevaro LV, Oliveira PS. Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. *Radiol Bras* [Internet]. 2008 Oct;41(5):319–23.
12. Crowhurst J, Savage M, Hay K, Murdoch D, Aroney N, Dautov R, et al. Impact of Patient BMI on Patient and Operator

- Radiation Dose During Percutaneous Coronary Intervention. *Hear Lung Circ* [Internet]. 2022 Mar;31(3):372–82.
13. Kim JH. Three principles for radiation safety: time, distance, and shielding. *Korean J Pain* [Internet]. 2018 Jul 31;31(3):145–6.
 14. Refahiyat L, VanOosterhout S, Mulder A, Ten Brock T, Parker JL, Negash A, et al. Impact of patient obesity on radiation doses received by scrub technologists during coronary angiography. *Cardiovasc Revascularization Med* [Internet]. 2018 Dec;19(8):929–33.
 15. Refahiyat L, VanOosterhout S, Pageau S, Parker JL, Madder RD. Patient Body Mass Index and Occupational Radiation Doses to Circulating Nurses During Coronary Angiography. *Cardiovasc Revascularization Med* [Internet]. 2021 May;26:48–52.
 16. Wilson-Stewart K, Hartel G, Fontanarosa D. Occupational radiation exposure to the head is higher for scrub nurses than cardiologists during cardiac angiography. *J Adv Nurs* [Internet]. 2019 Nov 5;75(11):2692–700.
 17. Madder RD, VanOosterhout S, Mulder A, Ten Brock T, Clarey AT, Parker JL, et al. Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography. *Circ Cardiovasc Interv* [Internet]. 2019 Jan;12(1).
 18. Schultz GR. Radiation-associated cataracts among interventional physicians and support staff. *J Indian Coll Cardiol* [Internet]. 2016 May;6:102–4.
 19. Roguin A, Goldstein J, Bar O. Brain tumours among interventional cardiologists: a cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention* [Internet]. 2012 Jan;7(9):1081–6.
 20. Karatasakis A, Brilakis HS, Danek BA, Karacsonyi J, Martinez-Parachini JR, Nguyen-Trong P-KJ, et al. Radiation-associated lens changes in the cardiac catheterization laboratory: Results from the IC-CATARACT (CATaracts Attributed to RAdiation in the CaTh lab) study. *Catheter Cardiovasc Interv* [Internet]. 2018 Mar 1;91(4):647–54.
 21. Knoll GF. Radiation detection and measurement. New York: John Wiley & Sons, Cop; 2010.
 22. Artis zee [Internet]. www.siemens-healthineers.com. [cited 2024 Mar 15]. Available from: <https://www.siemens-healthineers.com/br/angio/artis-interventional-angiography-systems/artis-zee>.
 23. RTI Scatter Probe [Internet]. RTI. [cited 2024 Abr 03]. Available from: <https://rtigroup.com/products/rTI-scatter-probe/rTI-scatter-probe/>.
 24. RTI Piranha meter [Internet]. RTI. [cited 2024 Mar 15]. Available from: <https://rtigroup.com/rTI-piranha-meter/>.
 25. ICRP, 1996. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 74. Tarrytown, NY.
 26. Scremin SCG, Schelin HR, Tilly Jr. JG. Avaliação da exposição ocupacional em procedimentos de hemodinâmica. *Radiologia Brasileira*. 2006 Apr;39(2):123–6.
 27. Dorman T, Drever B, Plumridge S, Gregory K, Cooper M, Roderick A, et al. Radiation dose to staff from medical X-ray scatter in the orthopaedic theatre. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2023 Apr 1.
 28. Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Resolução 164/14, Março, 2014.
 29. International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 85 - Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. SAGE Publications Limited; 2001.
 30. Chida K. What are useful methods to reduce occupational radiation exposure among radiological medical workers, especially for interventional radiology personnel? *Radiological Physics and Technology*. 2022 May 24;15(2):101–15.
 31. Haga Y, Chida K, Kimura Y, Yamanda S, Sota M, Abe M, et al. Radiation eye dose to medical staff during respiratory endoscopy under X-ray fluoroscopy. *Journal of Radiation Research*. 2020 Jul 13;61(5):691–6.
 32. Serna Santos J, Uusi-Simola J, Kaasalainen T, Aho P, Venermo M. Radiation Doses to Staff in a Hybrid Operating Room: An Anthropomorphic Phantom Study with Active Electronic Dosimeters. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2020 Apr;59(4):654–60.
 33. Santos WS, Carvalho Jr. AB, Hunt JG, Maia AF. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. *Radiation Physics and Chemistry*. 2014 Feb;95:177–80.
 34. Uppot RN. Technical challenges of imaging & image-guided interventions in obese patients. *The British Journal of Radiology* [Internet]. 2018 Jun 5;91(1089):20170931.
 35. Kato M, Chida K, Ishida T, Toyoshima H, Yoshida Y, Yoshioka S, et al. Occupational Radiation Exposure Of The Eye In Neurovascular Interventional Physician. *Radiation Protection Dosimetry* [Internet]. 2019 Jan 9 [cited 2019 Nov 20].
 36. Castro Bienert IR, Ferreira LC, da Silva PA, Kasama Miwa DT, Bastos Florêncio CL, Mota RL, et al. Avaliação da radiação espalhada e do impacto dos dispositivos locais de proteção em laboratório de cardiologia intervencionista. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva*. 2016 Jan;24(1-4):38–43.
 37. Fisher RF, Applegate KE, Berkowitz LK, Christianson O, Dave JK, DeWeese L, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 12.a: Fluoroscopy dose management. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2022 Feb 17;23(3).

Contato:

Alessa Maschio
 Universidade Federal de Uberlândia
 Av. João Naves de Ávila, 2121 – Bairro Santa Mônica
 INFIS – Bloco 1X – Sala 01-A
 Uberlândia – MG – 38408-100
alessa.maschio@ufu.br