



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS
E NUCLEARES

MARYANNA REGINA DE SOUZA ROBERTO

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL E DA DOSE EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS DURANTE PROCEDIMENTOS EM CARDIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Recife

2025

MARYANNA REGINA DE SOUZA ROBERTO

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL E DA DOSE EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS DURANTE PROCEDIMENTOS EM CARDIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de Concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Orientadora: Viviane Khoury Asfora.

Recife
2025

.Catalogação de Publicação na Fonte. UFPE - Biblioteca Central.

Roberto, Maryanna Regina de Souza.

Avaliação da dose ocupacional e da dose em pacientes pediátricos durante procedimentos em cardiologia intervencionista / Maryanna Regina de Souza Roberto. - Recife, 2025.

90f.: il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2025.

Orientação: Viviane Khoury Asfora.

Inclui referências e apêndices.

1. Dosimetria ocupacional; 2. Cardiologia intervencionista pediátrica; 3. Proteção radiológica; 4. Dosimetria de pacientes pediátricos. I. Asfora, Viviane Khoury. II. Título.

UFPE-Biblioteca Central

MARYANNA REGINA DE SOUZA ROBERTO

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL E DA DOSE EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS DURANTE PROCEDIMENTOS EM CARDIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Aprovado em: 17/02/2025

BANCA EXAMINADORA

Dra. Juliana Rodrigues Neves (Examinadora Externa)
Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira – IMIP

Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (Examinador Externo)
Universidade de Pernambuco (UPE)

Dra. Regina Bitelli Medeiros (Examinadora Externa)
Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)

Dr. Vinicius Saito Monteiro De Barros (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)

AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de vida e amor, por me conceder forças, sabedoria e graça ao longo dessa jornada. Toda honra e glória ao Teu nome, Senhor, por sustentar meu coração nos momentos difíceis e alegrá-lo com tantas bênçãos.

À minha mãe, Ana Lúcia, minha fortaleza, que sempre fez e faz absolutamente tudo por mim. Obrigada por seu amor infinito, por cada sacrifício e por me ensinar o que é coragem e dedicação.

Ao meu tio Anderson e à Andreza, que são os meus maiores incentivadores acadêmicos desde sempre. Obrigada por acreditarem em mim, mesmo quando eu duvidava, e por cada palavra de apoio ao longo de toda a minha vida.

À minha orientadora, Profa. Dra. Viviane Asfora, minha guia nesta jornada acadêmica. Sua paciência, dedicação e apoio foram fundamentais para que eu chegasse até aqui. Sou imensamente grata por sua orientação, por acreditar em mim e por compartilhar seu conhecimento comigo. Sem sua presença e incentivo, este caminho teria sido muito mais desafiador.

Ao professor Dr. Vinícius Saito, por suas valiosas contribuições que enriqueceram profundamente este trabalho. E uma homenagem especial à Dra. Helen Jamil Khoury (*in memoriam*). Sem ela, este trabalho não existiria. Sua dedicação, generosidade e paixão pela ciência deixaram uma marca inesquecível. Sua ausência é imensurável, mas seu legado seguirá vivo, inspirando a mim e a tantos outros que tiveram o privilégio de aprender com ela.

À equipe médica que estive ao meu lado, especialmente às Dras. Juliana Neves e Jéssica Moura. Vocês são exemplos de amor, dedicação e humanidade na profissão que escolheram, e eu sou grata por ter tido a oportunidade de aprender com vocês.

Aos meus colegas do GDOIN – Ana Dayse, André, Caio, Égita, Itayana e Ivan. Obrigada por estarem sempre prontos a ajudar e por compartilharem comigo tantos momentos ao longo dessa jornada.

Aos meus queridos amigos Dayana Mirella, Arícia Cruz, Gabriela Tereza, Luíz Matheus, Boisguillebert Andrade, Maria Eduarda, Manuela Santos, Ariane, Rhanya Mendes e Lilian Rezende. Vocês tornaram os dias mais leves e os desafios menos árduos. Obrigada por cada risada, cada abraço e cada palavra de incentivo.

À minha melhor amiga, Alcilene Cristina, uma verdadeira irmã que a vida me presenteou. Sua amizade foi meu porto seguro nos momentos de incerteza, trazendo

acolhimento e alegria todos os dias. Obrigada por cada palavra de incentivo, cada gesto de carinho e por estar ao meu lado em todos os momentos.

À Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE), pelo apoio financeiro que possibilitou a realização deste trabalho.

A todos vocês, minha eterna gratidão. Este trabalho não é só meu; ele carrega um pedacinho de cada um que esteve ao meu lado.

RESUMO

As radiações ionizantes são fundamentais para o avanço diagnóstico e terapêutico na medicina. No contexto do intervencionismo cardíaco pediátrico, essencial para pacientes cardiopatas, busca-se reduzir a invasividade, promovendo uma recuperação mais rápida e menores riscos. Entretanto, apesar dos benefícios, os procedimentos intervencionistas geralmente envolvem o uso prolongado de fluoroscopia, expondo pacientes e trabalhadores a riscos radiológicos. Este trabalho apresenta os resultados da avaliação da dose ocupacional em profissionais de saúde, a estimativa da dose absorvida pelos pacientes e a análise dos parâmetros de irradiação dos equipamentos utilizados em intervenções cardíacas percutâneas. O estudo foi conduzido entre março de 2023 e agosto de 2024, em dois hospitais de referência na cidade de Recife, Pernambuco. Foram analisados 131 procedimentos, avaliando-se a dose em pacientes por faixa etária, dividida em quatro faixas e a dosimetria ocupacional avaliada individualmente, em procedimentos diagnósticos e de tratamento. Os procedimentos foram realizados por meio dos angiográficos da Philips (modelo Azurion 7) e da Siemens (modelo Artis Zee Ceiling), com detectores flat panel. Durante as intervenções, foram registrados parâmetros de irradiação e informações como o número de imagens, tempo de exame e fluoroscopia. Além de grandezas dosimétricas como kerma no ar no ponto de referência ($K_{a,r}$) e produto kerma ar-área (P_{KA}). Os resultados da dosimetria de pacientes resultaram em valores de $K_{a,r}$ variaram entre 14-932 mGy na Instituição I e de 35 a 1.111 mGy na Instituição II. Para o P_{KA} , os valores oscilaram entre 0,48 e 95,2 Gy.cm² na Instituição I, enquanto na Instituição II variaram de 0,69-130,5 Gy.cm². Para a dosimetria ocupacional, foram utilizados dosímetros termoluminescentes nas regiões dos olhos e nas mãos das médicas, além de dosímetros posicionados sobre o tórax e na região da tireoide, com o objetivo de estimar a dose efetiva. Os resultados indicaram que, nas instituições avaliadas, a médica I pode exceder o limite anual de 20 mSv na região dos olhos após realizar 4 procedimentos por semana, enquanto a médica II alcança esse limite após 3 procedimentos semanais. É importante destacar que, mensalmente, são realizados, no mínimo, 20 procedimentos cirúrgicos. Os maiores valores de equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ observados neste estudo foram registrados durante procedimentos de tratamento. Para a médica I, as doses máximas alcançaram 925 µSv na Instituição I e 1.138 µSv, na Instituição II. Já para a médica II, os valores máximos foram de 1.298 µSv, na Instituição I e 854 µSv na Instituição II em cirurgias distintas. Em relação à dose efetiva, calculada pelo algoritmo proposto por von Boetticher et al. (2010), as maiores médias foram registradas na Instituição I para a médica I e II, durante cirurgias de tratamento, 9,6 µSv e 6,3 µSv por procedimento, respectivamente. Na Instituição II, as doses efetivas médias foram de 22,8 µSv por procedimento e para a médica I e 10,6 µSv por procedimento para a médica II. Os resultados apontam que procedimentos intervencionistas, mesmo em pacientes pediátricos, estão associados a exposições ocupacionais significativas, sendo assim, medidas de radioproteção precisam ser implementadas a fim de otimizar as doses recebidas pelos pacientes e profissionais.

PALAVRAS-CHAVE: dosimetria de pacientes pediátricos; dosimetria ocupacional; cardiologia intervencionista pediátrica; proteção radiológica.

ABSTRACT

Ionizing radiation plays a fundamental role in advancing diagnostic and therapeutic practices in medicine. In the context of pediatric cardiac interventions, which are essential for patients with heart diseases, the goal is to reduce invasiveness, promote faster recovery, and minimize risks. However, despite the benefits, interventional procedures generally involve prolonged use of fluoroscopy, exposing both patients and healthcare workers to radiological risks. This study presents the results of an evaluation of occupational doses in healthcare professionals, the estimation of the absorbed dose in patients, and the analysis of irradiation parameters of the equipment used in percutaneous cardiac interventions. The study was conducted between March 2023 and August 2024 at two reference hospitals in the city of Recife, Pernambuco. A total of 131 procedures were analyzed, evaluating patient doses by age group, divided into four categories, and the occupational dosimetry evaluated individually in diagnostic and treatment procedures. The procedures were performed using angiography systems from Philips (Azurion 7 model) and Siemens (Artis Zee Ceiling model), both equipped with flat-panel detectors. During the interventions, irradiation parameters and information such as the number of images, examination time, and fluoroscopy time were recorded, as well as dosimetric quantities like air kerma at the reference point ($K_{a,r}$) and kerma-area product (P_{KA}). The results of patient dosimetry showed that $K_{a,r}$ values ranged from 14-932 mGy in Institution I and from 35 to 1,111 mGy in Institution II. For P_{KA} , values ranged from 0.48-95.2 Gy.cm² in Institution I, while in Institution II they ranged from 0.69-130.5 Gy.cm². For occupational dosimetry, thermoluminescent dosimeters were used on the eyes and hands of the doctors, as well as dosimeters placed on the chest and thyroid region to estimate the effective dose. The results indicated that, in the evaluated institutions, Doctor I could exceed the annual limit of 20 mSv for the eyes after performing 4 procedures per week, while Doctor II reaches this limit after 3 procedures weekly. It is important to highlight that at least 20 surgical procedures are performed monthly. The highest values of personal dose equivalent $H_p(d)$ observed in this study were recorded during treatment procedures. For Doctor I, the maximum doses reached 925 μ Sv in Institution I and 1,138 μ Sv in Institution II. For Doctor II, the maximum values were 1,298 μ Sv in Institution I and 854 μ Sv in Institution II during different surgeries. Regarding the effective dose, calculated using the algorithm proposed by von Boetticher et al. (2010), the highest averages were recorded in Institution I for Doctors I and II during treatment surgeries, with 9.6 μ Sv and 6.3 μ Sv per procedure, respectively. In Institution II, the average effective doses were 22.8 μ Sv per procedure for Doctor I and 10.6 μ Sv per procedure for Doctor II. The results indicate that interventional procedures, even in pediatric patients, are associated with significant occupational exposures. Therefore, radiation protection measures must be implemented to optimize the doses received by both patients and healthcare professionals.

KEYWORDS: pediatric patient dosimetry; occupational dosimetry; pediatric interventional cardiology; radiation protection.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Vista anterior do coração localizado na caixa torácica	15
Figura 2 -	Vista anterior com corte frontal, demonstrando a anatomia interna	16
Figura 3 -	Vista anterior dos principais ramos das artérias coronárias esquerda e direita em vista anterior	17
Figura 4 -	Vias de acesso para cateterismo cardíaco pediátrico	19
Figura 5 -	Angioplastia cardíaca	20
Figura 6 -	Tratamento de válvula cardíaca um cateter com balão	22
Figura 7 -	Componentes do sistema de fluoroscopia	23
Figura 8 -	Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada	24
Figura 9 -	(a) Forma do pulso na fluoroscopia convencional pulsada e (b) forma do pulso obtido com grade controlada	24
Figura 10 -	Tubo de raios X	26
Figura 11 -	Esquema de um tubo intensificador de imagem	28
Figura 12 -	Processos de conversão direta e indireta dos raios X em detectores planos	30
Figura 13 -	Níveis de radiação espalhada em um sistema hemodinâmico	31
Figura 14 -	Grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico	38
Figura 15 -	A relação entre o Produto kerma ar-área, a distância e a dose	42
Figura 16 -	Equipamentos utilizados nas instituições avaliadas	45
Figura 17 -	Relatório final fornecido por cada equipamento	47
Figura 18 -	Posicionamento dos dosímetros TLD-100	48
Figura 19 -	Tempo de exposição para os diferentes grupos etários em procedimentos diagnósticos e de tratamento	54
Figura 20 -	Valores de kerma no ar no ponto de referência dos quatro grupos etários	58
Figura 21 -	Distribuição dos valores em $H_p(3)$ em procedimentos diagnósticos e de tratamento	61
Figura 22 -	Posicionamento adotado durante os procedimentos cirúrgicos	62
Figura 23 -	Relação entre $H_p(0,07)$ e P_{KA}	65
Figura 24 -	Distribuição dos valores em $H_p(0,07)$ em procedimentos diagnósticos e de tratamento	66

Figura 25 -	Interposição da mão esquerda da médica II em procedimentos diagnósticos	68
Figura 26 -	Interposição de mãos da médica I em procedimentos de tratamento	68
Figura 27 -	Valores médios de Hp(d) para a médica I e II em procedimentos diagnósticos	70
Figura 28 -	Valores médios de Hp(d) para a médica I e II em procedimentos de tratamento	71
Figura 29 -	Distribuição dos valores de dose efetiva para médica I e II durante procedimentos diagnósticos e tratamento	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Limites de dose anuais para os indivíduos ocupacionalmente expostos	33
Tabela 2 -	Recomendações do uso de dosímetros para IOEs	34
Tabela 3 -	Algoritmos de dosimetria dupla para cálculo de dose efetiva	36
Tabela 4 -	Efeitos da exposição fluoroscópica e suas respectivas reações no cristalino e na pele	39
Tabela 5 -	Número de procedimentos monitorados	46
Tabela 6 -	Quantidade total de amostras por intervalo de idade	46
Tabela 7 -	Principais tipos de cirurgias monitoradas	46
Tabela 8 -	Valores obtidos dos parâmetros da fluoroscopia e cinegrafia de irradiação na Instituição I	51
Tabela 9 -	Valores obtidos dos parâmetros da fluoroscopia e cinegrafia de irradiação na Instituição II	52
Tabela 10 -	Valores médios, mínimo e máximo de TF, kV e mA: comparação entre dados da literatura e os obtidos neste estudo	55
Tabela 11 -	Valores médios, medianos, 1º quartil e 3º quartil do P_{KA} e $K_{a,r}$ para procedimentos diagnósticos e de tratamento	56
Tabela 12 -	Comparação dos valores medianos de P_{KA} para procedimentos de tratamento (valores em $Gy.cm^2$)	57
Tabela 13 -	Comparativo dos valores médios em Hp(3) entre as médicas monitoradas durante procedimentos diagnósticos e de tratamento	61
Tabela 14 -	Valores mínimos e máximos em Hp(3) da médica I em procedimentos mistos (diagnóstico e tratamento) reportados na literatura e neste trabalho	63
Tabela 15 -	Média e desvio padrão associado aos valores em Hp (0,07)	64
Tabela 16 -	Percentual geral da interposição de mãos ao feixe primário de radiação (%)	67
Tabela 17 -	Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para os dosímetros TLD-100	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	- Angiografia das artérias coronárias
ANVISA	- Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CAE	- Controle Automático de Exposição
CATE	- Cateterismo Cardíaco
CC	- Cardiopatia congênita
CNEN	- Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	- Camada semirredutara
DATASUS	- Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
DEN	- Departamento de Energia Nuclear
DICOM	- <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
E	- Dose Efetiva
EPI	- Equipamento de Proteção Individual
FD	- <i>Field Distance</i>
Hp(10)	- Equivalente de dose pessoal a uma profundidade 10 mm
Hp(d)	- <i>Personal dose equivalent</i> - Equivalente de dose pessoal
Hp(0,07)	- Equivalente de dose pessoal a uma profundidade 0,07 mm
IAEA	- <i>International Atomic Energy Agency</i> – Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	- <i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	- <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
IMC	- Índice de massa corpórea
K_{a,e}	- <i>Entrance Surface air kerma</i> – Kerma ar na superfície de entrada
K_{a,i}	- <i>Incident air kerma</i> – Kerma ar incidente
LMRI	- Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
NCRP	- <i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> – Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
NRD	- <i>Diagnostic reference levels</i> – Níveis de Referência em Diagnóstico
OAD	- Rotação Oblíqua Anterior Direita
OAE	- Rotação Oblíqua Anterior Esquerda
OMS	- Organização Mundial da Saúde

PKA	- Produto kerma ar-área
pps	- Pulsos por segundo
SID	- <i>Source to Image Detector Distance</i> – Distância do ponto focal à entrada do intensificador de imagem
SSD	- <i>Source to Skin Distance</i> – Distância do ponto focal à superfície de entrada da pele
TF	- Tempo de Fluoroscopia
TLDs	- <i>Termoluminescent Dosimeters</i> – Dosímetros Termoluminescentes
UNSCEAR	- <i>United Nations Scientific Committee on The Effects of Atomic Radiation</i> / Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	ANATOMIA CARDÍACA PEDIÁTRICA	15
2.2	PROCEDIMENTOS DE CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA	18
2.2.1	Cateterismo cardíaco	18
2.2.2	Angioplastia cardíaca	20
2.2.3	Valvoplastia pulmonar	21
2.3	SISTEMA DE FLUOROSCOPIA	22
2.4	DOSIMETRIA OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS PEDIÁTRICOS	31
2.5	DOSIMETRIA DE PACIENTES	38
3	MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1	PERFIL DOS PACIENTES	45
3.2	DOSIMETRIA DE PACIENTES	47
3.3	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	50
4.1	DOSIMETRIA DE PACIENTES	56
4.2.1	Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação	56
4.2	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	59
4.2.1	Dose no cristalino	60
4.2.2	Dose nas extremidades	64
4.2.3	Dose efetiva	71
5	CONCLUSÃO	74
	REFERÊNCIAS	76
	APÊNDICE I – FORMULÁRIO PARA COLETA DE DADOS	86
	APÊNDICE II – DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO PARA A CÂMERA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS NOS ANGIOGRÁFOS SIEMENS ARTIS ZEE E PHILIPS AZURION 7	87
	APÊNDICE III - CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TLDS	89

1 INTRODUÇÃO

De acordo com o Ministério da Saúde, a cada mil bebês nascidos, dez apresentam algum tipo de cardiopatia congênita. No Brasil, aproximadamente 30 mil crianças nascem com essa condição a cada ano, e cerca de 40% delas precisarão passar por algum tipo de cirurgia no primeiro ano de vida (BRASIL, 2022). A cardiopatia congênita é caracterizada por qualquer alteração na estrutura ou na função do coração que se desenvolve nas primeiras oito semanas de gestação, uma fase crucial para a formação do coração do feto. Essas anomalias estão entre os defeitos congênitos mais comuns, contribuindo para a morbidade e mortalidade infantil em todo o mundo. Assim, a compreensão dos mecanismos subjacentes a essas condições, juntamente com um diagnóstico preciso e um tratamento eficaz, é essencial para garantir uma melhor qualidade de vida aos pacientes cardiopatas (RÊGO et al., 2023; FERREIRA et al., 2023).

A cardiologia intervencionista pediátrica, necessário para pacientes cardiopatas, busca ser menos invasiva que outros métodos cirúrgicos, facilitando a recuperação do paciente e reduzindo os riscos associados (BRAUNWALD et al., 2018). A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) define o intervencionismo como procedimentos realizados percutaneamente, sob anestesia geral ou sedação, utilizando imagens de fluoroscopia para localizar ou tratar lesões (ICRP, 2000).

Apesar dos benefícios, os procedimentos de cardiologia intervencionista representam a terceira maior fonte de contribuição para as doses coletivas de radiação absorvidas pelos pacientes, ficando atrás apenas da tomografia computadorizada e da medicina nuclear (UNSCEAR, 2016).

Os procedimentos intervencionistas apresentam riscos elevados tanto para os pacientes quanto para os profissionais de saúde envolvidos. Esses riscos são ainda maiores em pacientes pediátricos, devido à sua maior vulnerabilidade em comparação com os adultos. Estima-se que o risco de câncer induzido por radiação em pessoas expostas durante a infância possa ser de 2 a 3 vezes maior que o da população em geral, devido à rápida divisão celular nessa fase, o que as torna mais vulneráveis aos danos causados pela radiação. Ademais, devido à expectativa de vida mais longa, há um período maior para a manifestação dos efeitos adversos da radiação (UNSCEAR, 2006; COURA et al., 2015).

É importante destacar que exposições prolongadas à fluoroscopia podem causar efeitos biológicos adversos nos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs). Além dos efeitos estocásticos, como o câncer, os efeitos determinísticos também podem ser observados. Estes

últimos variam conforme a sensibilidade de cada órgão do corpo humano e tendem a ocorrer a partir de limiares de dose específicos. Doses efetivas superiores a 100 mSv estão associadas a um aumento no risco de efeitos estocásticos, enquanto os efeitos determinísticos são dependentes da dose absorvida e da vulnerabilidade do tecido exposto (ICRP, 2007)

A exposição dos médicos ocorre principalmente devido à radiação espalhada, variando conforme as características do equipamento, a complexidade do procedimento e o perfil físico de cada paciente. Estudos demonstram incidências de opacificação do cristalino em profissionais expostos a altas doses de radiação durante procedimentos médicos, destacando a necessidade de medidas de proteção radiológica mais eficazes (VAÑÓ et al., 1998).

Considerando os desafios e os riscos inerentes à exposição às radiações ionizantes em procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, o presente estudo tem como objetivo avaliar, de forma rigorosa, as doses de radiação absorvidas por pacientes e profissionais médicos em dois hospitais de referência localizados na cidade do Recife, Pernambuco.

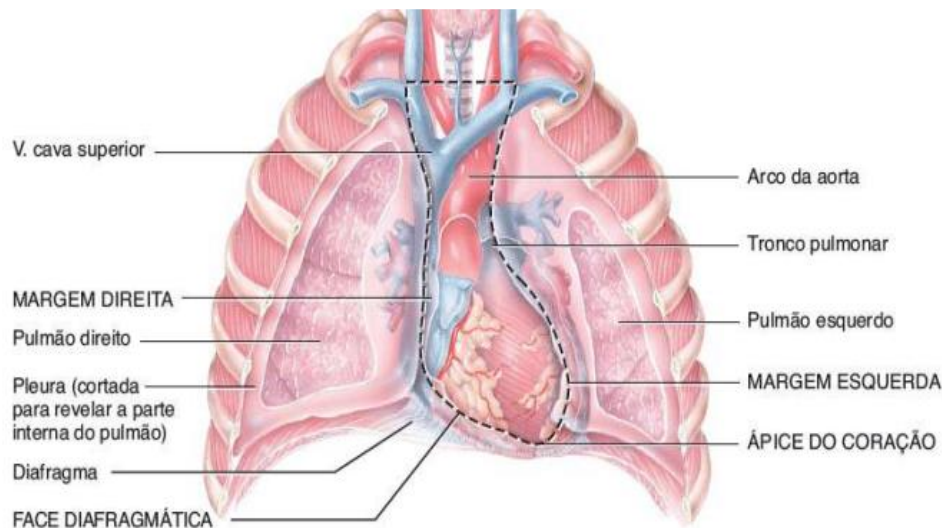
2 REVISÃO DE LITERATURA

As cardiopatias congênitas (CC) são alterações anatômicas e fisiológicas do sistema cardiovascular que pode comprometer a função cardíaca em recém-nascidos (LINHARES et al., 2021). Segundo o Ministério da Saúde, aproximadamente 29 mil crianças são diagnosticadas com essas malformações a cada ano, e cerca de 6% delas não chegam ao primeiro ano de vida. Anomalias no desenvolvimento embrionário do coração representam aproximadamente 30% das mortes neonatais (FLORENZANO et al., 2024). Diante desse cenário, os procedimentos intervencionistas desempenham um papel essencial no tratamento dessas condições.

2.1. ANATOMIA CARDÍACA PEDIÁTRICA

O coração é o centro do sistema cardiovascular, como observa-se na Figura 1. Localizado entre os dois pulmões, no mediastino, região que vai do esterno até a coluna vertebral.

Figura 1 - Vista anterior do coração localizado na caixa torácica.

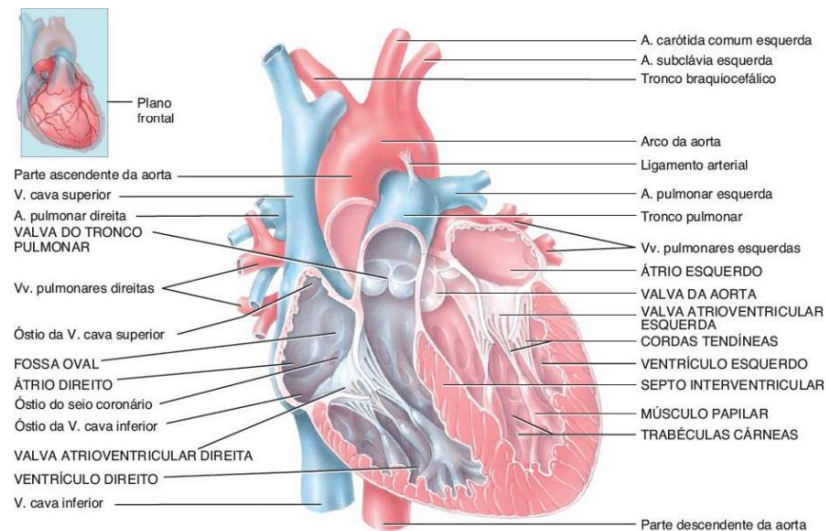


Fonte: Adaptado de TORTORA et al. (2016).

O coração é composto por quatro cavidades distintas: átrio direito e esquerdo e ventrículo direito e esquerdo. Entre o átrio direito e o ventrículo direito, encontra-se a valva tricúspide, enquanto entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo, situa-se a válvula mitral. A representação desse sistema pode ser observada na Figura 2. O sistema cardiovascular

desempenha o papel de uma "bomba" responsável pela circulação contínua do sangue. Percorrendo uma extensão de aproximadamente 100.000 km de vasos sanguíneos, assegurando o transporte dos nutrientes e oxigênio essenciais para o corpo (TORTORA et al., 2016).

Figura 2 - Vista anterior com corte frontal, demonstrando a anatomia interna.



Fonte: Adaptado de TORTORA et al. (2016).

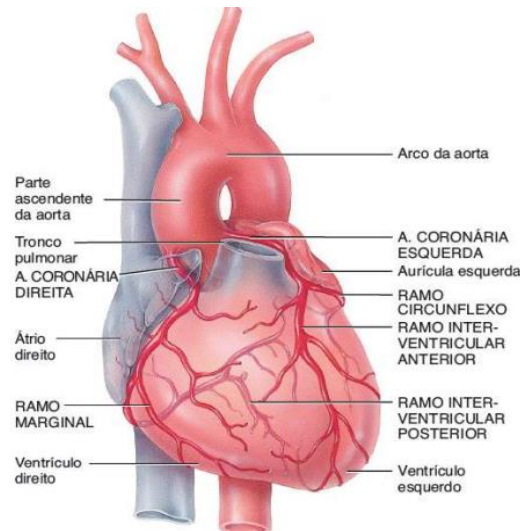
A espessura das quatro câmaras do miocárdio varia de acordo com sua função. Os átrios possuem paredes finas e entregam o sangue com menos pressão aos ventrículos adjacentes. Em contraste, os ventrículos bombeiam o sangue sob maior pressão por distâncias maiores, razão pela qual suas paredes são mais espessas (TORTORA et al., 2016).

Apesar dos ventrículos direito e esquerdo funcionarem como duas bombas independentes, ejetando simultaneamente volumes sanguíneos idênticos, o lado direito possui uma carga de trabalho substancialmente menor. Enquanto o ventrículo esquerdo impulsiona o sangue por grandes distâncias, atendendo a todas as partes do corpo e exercendo uma pressão mais elevada, o lado direito encontra uma resistência mais acentuada ao fluxo sanguíneo (TORTORA et al., 2016).

As artérias coronárias têm sua origem na porção ascendente da aorta e envolvem o coração em uma rede ramificada, como exemplificado na Figura 3. Durante o período de contração do órgão, há um fluxo sanguíneo limitado nas artérias coronárias devido à compressão que ocorre nesse momento. Quando o coração relaxa, a pressão sanguínea elevada na aorta impulsiona o sangue através das duas artérias coronárias - a esquerda e a direita. Esse fluxo percorre os vasos capilares e, subsequentemente, alimenta as veias coronárias. Essas veias

também têm origem na parte ascendente da aorta e são responsáveis por fornecer sangue oxigenado diretamente ao tecido do miocárdio (BRAUNWALD et al., 2018).

Figura 3 - Vista anterior dos principais ramos das artérias coronárias esquerda e direita em vista anterior.



Fonte: Adaptado de TORTORA et al. (2016).

Através da circulação coronariana, os nutrientes conseguem se difundir de maneira mais eficaz, o que é essencial para garantir que o sangue proveniente das câmaras do coração possa suprir todas as camadas de células que constituem o miocárdio (BRAUNWALD et al., 2018). Devido à sua grande importância, qualquer distúrbio ou doença das artérias pode resultar em implicações relevantes, uma vez que reduz o fluxo de oxigênio e nutrientes para o músculo cardíaco (SILVERTHORN, 2017).

Crianças com cardiopatias congênitas podem apresentar diversos sintomas, cuja manifestação depende do tipo e da gravidade específica da malformação cardíaca. Sintomas comuns podem incluir cansaço rápido durante a alimentação ou atividades físicas, dificuldade para ganhar peso, sudorese excessiva durante esforços, respiração rápida ou dificuldade respiratória, cianose (coloração azulada da pele, lábios e unhas), infecções respiratórias frequentes, falta de apetite, irritabilidade e atraso no desenvolvimento. É importante ressaltar que esses sintomas podem variar de acordo com o tipo de cardiopatia e a idade da criança. Algumas condições, como defeitos septais ou persistência do canal arterial, podem não apresentar sintomas imediatos após o nascimento, mas manifestar-se posteriormente durante a infância (JÁCOME, 2022).

Os métodos de diagnóstico para cardiopatias congênitas têm avançado, possibilitando a detecção precoce tanto na fase pré-natal quanto após o nascimento. A ultrassonografia e o ecocardiograma fetal são frequentemente utilizados para identificar malformações cardíacas ainda no útero. Após o parto, um exame clínico é conduzido para avaliar a saúde cardíaca, incluindo a detecção de sopros cardíacos. Uma série de exames complementares como eletrocardiograma, ressonância magnética, angiotomografia, ecocardiograma e angiografia cardíaca podem ser necessários para confirmar o diagnóstico (PAVÃO et al., 2017). Uma vez diagnosticada, a condição requer uma abordagem de tratamento específica, que pode incluir terapia medicamentosa ou intervenções cirúrgicas corretivas das malformações congênitas (PAVÃO et al., 2017).

2.2. PROCEDIMENTOS DE CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA

A evolução da cardiologia intervencionista nos últimos anos tem revolucionado o tratamento das doenças cardíacas, proporcionando opções menos invasivas e com menor risco para os pacientes. Esses avanços permitem uma recuperação mais rápida e reduzem a necessidade de cirurgias cardíacas convencionais em muitos casos (ISHIKAWA et al., 2017). Entre os procedimentos mais comuns, destacam-se o cateterismo cardíaco, a angioplastia cardíaca e a valvuloplastia cardíaca, que serão detalhadas a seguir.

2.2.1. Cateterismo cardíaco

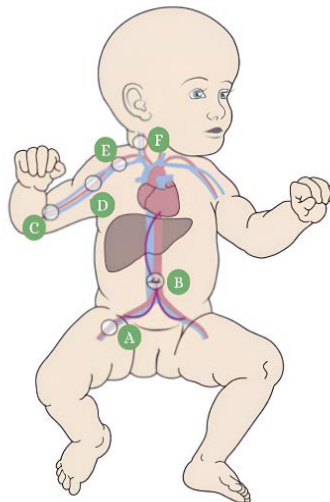
O cateterismo cardíaco é um método essencial para o diagnóstico das cardiopatias congênitas, proporcionando uma análise detalhada da anatomia e fisiopatologia cardíaca. Na década de 1970, o procedimento tornou-se uma ferramenta diagnóstica amplamente utilizada para guiar a indicação de tratamentos cirúrgicos. Com o avanço das técnicas, tornou-se possível tratar estenoses cardíacas e outras condições sem necessidade de intervenção cirúrgica aberta, marcando o início do cateterismo intervencionista moderno (PEDRA et al., 2012).

O cateterismo cardíaco é um procedimento realizado por acesso vascular, que possibilita o acesso a todas as câmaras do coração. O procedimento cirúrgico é fundamental para um planejamento detalhado, pois permite a investigação de isquemias cardíacas e a avaliação precisa de diversas condições clínicas. Ele fornece informações adicionais sobre alterações no miocárdio, na aorta e em seus principais ramos (CASTELLO et al., 2023). Essa abordagem possibilita a determinação da gravidade e da extensão da doença, além de subsidiar a definição da conduta terapêutica mais adequada, seja por meio de tratamento clínico ou outras modalidades de intervenção (SHADDY et al., 2021).

O estudo hemodinâmico em crianças é geralmente conduzido sob anestesia geral, com intubação e ventilação mecânica assistida. Essa prática reduz o desconforto do paciente durante o procedimento e garante maior segurança em sua realização. Em crianças mais velhas e adolescentes, exames diagnósticos mais simples podem ser realizados com sedação superficial, dispensando a necessidade de intubação e tornando o processo menos invasivo e mais confortável para o paciente (PEDRA et al., 2012). A Figura 4 ilustra as possíveis vias de acesso utilizadas para a inserção do cateter.

O procedimento envolve a inserção de um cateter, um tubo extremamente fino e flexível, cuidadosamente conduzido até uma artéria (WERNOVSKY et al., 2020).

Figura 4 - Vias de acesso para cateterismo cardíaco pediátrico.



A) artéria e veia femoral; B) artéria e veia umbilical; C) artéria e veia braquial; D) artéria e veia axilar; E) artéria carótida em paralelo com veia jugular e F) veia subclávia.

Fonte: Adaptado de HAAS et al. (2015).

Em crianças, os vasos mais comumente utilizados são os femorais, devido à sua facilidade de acesso direto ao coração e à possibilidade de controlar o sangramento de forma simples por meio de compressão externa. Através da injeção do meio de contraste, geralmente à base de iodo, é possível realçar e destacar de maneira detalhada a estrutura cardiovascular do paciente, permitindo uma avaliação precisa durante o cateterismo cardíaco (SHADDY et al., 2021).

As informações obtidas incluem a análise das artérias, a identificação de lesões nas válvulas e no músculo cardíaco, a detecção de alterações anatômicas não evidenciadas por

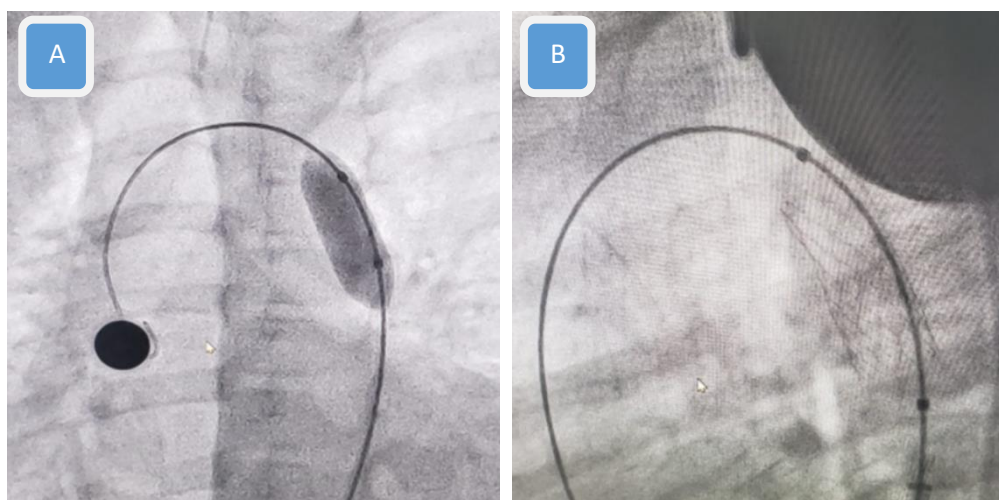
outros exames, e a visualização de malformações congênitas em pacientes pediátricos (SIGTAP, 2022).

2.2.2 Angioplastia cardíaca

A angioplastia é o tratamento das obstruções das artérias do coração por meio do cateterismo cardíaco. A prática, já difundida em todo o mundo, estende-se a casos de estenose aórtica, caracterizada pelo estreitamento da válvula aórtica que dificulta o fluxo de sangue do coração para o corpo; coarctação de aorta, que consiste em uma constrição localizada da aorta, reduzindo o fluxo sanguíneo; e estenose das artérias pulmonares, definida pelo estreitamento das artérias que levam o sangue do coração aos pulmões, prejudicando a circulação pulmonar (DEUCHER et al., 2021).

O procedimento oferece uma alternativa menos invasiva em comparação com a cirurgia cardíaca aberta, proporcionando benefícios para a recuperação e qualidade de vida aos pacientes cardiopatas. A técnica é realizada através da inserção de um cateter balão em uma artéria, geralmente na região femoral, sendo guiado até a área de estreitamento (KHAN et al., 2022). Uma vez posicionado, o balão é inflado para dilatar a área afetada, promovendo a melhora do fluxo sanguíneo, conforme ilustrado na Figura 5. Quando necessário, pode-se realizar a angioplastia com a utilização de um *stent* montado sobre o balão, que é implantado para manter a região dilatada após a retirada do dispositivo, como mostrado na Figura B.

Figura 5 - Angioplastia cardíaca.



A) Balão inflável inserido no local estreitado da artéria;

B) Implante do *stent*.

Fonte: A autora.

Os stents, também conhecidos como próteses endovasculares, são dispositivos metálicos em forma de malha tubular projetados para manter as artérias dilatadas, assegurando um fluxo sanguíneo adequado (MARTINEZ et al., 2008). Ao promover a melhoria do fluxo sanguíneo e o alívio dos sintomas associados, a angioplastia desempenha um papel fundamental na recuperação da função cardíaca e na elevação da qualidade de vida das crianças afetadas (KHAN et al., 2022). A taxa de sucesso da angioplastia com balão situa-se entre 50% e 60% dos casos, enquanto ultrapassa 90% quando associada ao implante de stent. Esse índice de sucesso é independente da idade ou do diagnóstico prévio do paciente. Ademais, a taxa de mortalidade é inferior a 1% e complicações são eventos raros (PEDRA et al., 2012).

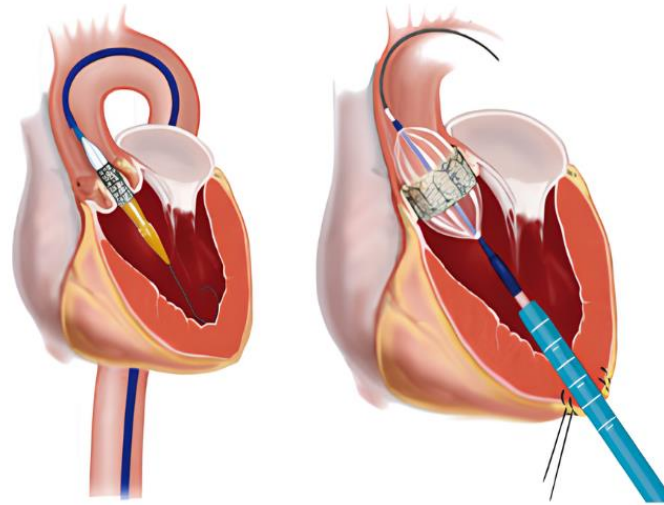
2.2.3 Valvoplastia pulmonar

A técnica de valvoplastia pulmonar utilizando cateter-balão foi originalmente descrita por Kan em 1983 e, atualmente, constitui o tratamento preferencial para a estenose pulmonar valvar em todas as faixas etárias, substituindo a necessidade de intervenção cirúrgica. Essa abordagem apresenta resultados altamente satisfatórios, com baixa incidência de complicações. Nesse contexto, o principal objetivo do cateterismo nessa condição é a realização da dilatação da válvula pulmonar em casos de estenoses, proporcionando alívio imediato dos sintomas e melhorando o fluxo sanguíneo através das válvulas cardíacas (DIRETRIZ BRASILEIRA DE VALVOPATIAS, 2020).

O procedimento é realizado sob anestesia geral intravenosa ou sedação e anestesia local em crianças maiores. O procedimento é realizado por acesso venoso, com a veia femoral sendo puncionada na maior parte dos casos. Rotas alternativas, como a veia jugular ou o acesso trans-hepático, podem ser utilizadas na impossibilidade do primeiro (PEDRA et al., 2012).

São realizadas angiografias para a detecção do local do obstáculo. O procedimento é realizado por meio da inserção de um cateter balão, que é então guiado até a válvula cardíaca estreitada. O comprimento do balão depende da idade da criança, devendo ser o menor possível para garantir sua estabilização e não interferir com a dinâmica da valva estreitada ou danificá-la. O balão é insuflado duas a três vezes para uma adequada dilatação valvar, como exemplifica a Figura 6. Após o procedimento, o balão é retirado e são realizadas novas angiografias para avaliação da dinâmica valvar. A vantagem do método é a redução do tempo de recuperação e os riscos associados a procedimentos cirúrgicos mais invasivos (GARCÍA et al., 2019).

Figura 6 - Tratamento de válvula cardíaca utilizando um cateter com balão.



Fonte: BRAUNWALD et al. (2018).

O uso de técnicas avançadas de imagem, como a ecocardiografia intraprocedimento, facilita a precisão da cirurgia, garantindo que o balão seja corretamente posicionado e a válvula adequadamente dilatada (DIRETRIZ BRASILEIRA DE VALVOPATIAS, 2020).

Uma característica importante desse procedimento é a possibilidade de repetir o processo de insuflação e desinsuflação do balão. Os efeitos benéficos desse procedimento incluem a melhoria da eficiência cardíaca e a redução das pressões exercidas sobre o coração e os pulmões (BRAUNWALD et al., 2018).

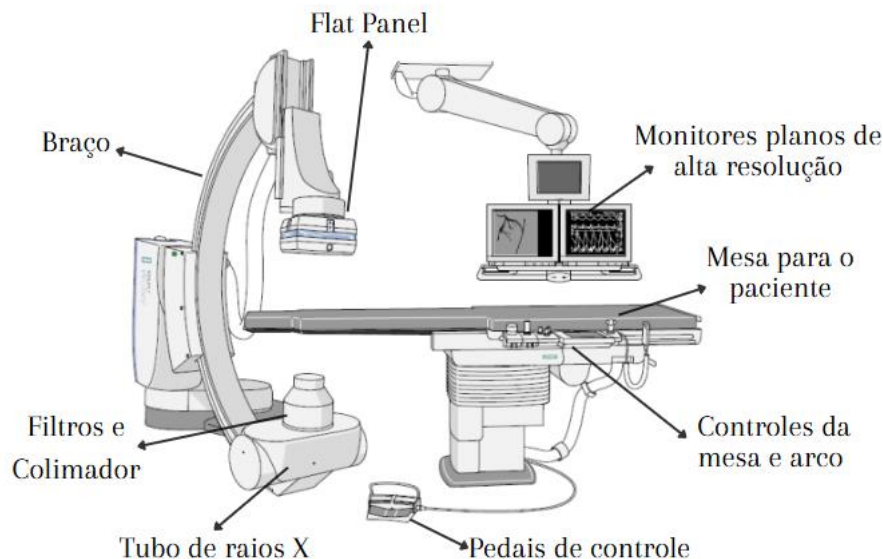
Os resultados a longo prazo são amplamente positivos, com a maioria dos pacientes em quadros mais clássicos e favoráveis raramente necessitando de intervenções adicionais. De maneira geral, mais de 90% dos casos apresentam alívio efetivo da obstrução no seguimento de cinco a dez anos, com baixa incidência de complicações e ausência significativa de insuficiência pulmonar. Entretanto, pacientes com condições menos favoráveis podem demandar novas intervenções ao longo do tempo. Em casos em que o procedimento é realizado no período neonatal, aproximadamente 76% dos pacientes permanecem livres de reintervenções após dez anos de acompanhamento (PEDRA et al., 2012).

2.3 SISTEMA DE FLUOROSCOPIA

O princípio da fluoroscopia consiste em capturar imagens em tempo real, permitindo a visualização de estruturas anatômicas durante a administração do meio de contraste radiológico. Os principais componentes do sistema de fluoroscopia são: gerador de alta tensão, tubo de raios

X, filtros e colimadores, mesa de suporte para o paciente, detector de radiação (intensificador de imagem ou detector *flat panel*). Estes elementos dos equipamentos de fluoroscopia estão apresentados na Figura 7.

Figura 7 - Componentes do sistema de fluoroscopia.



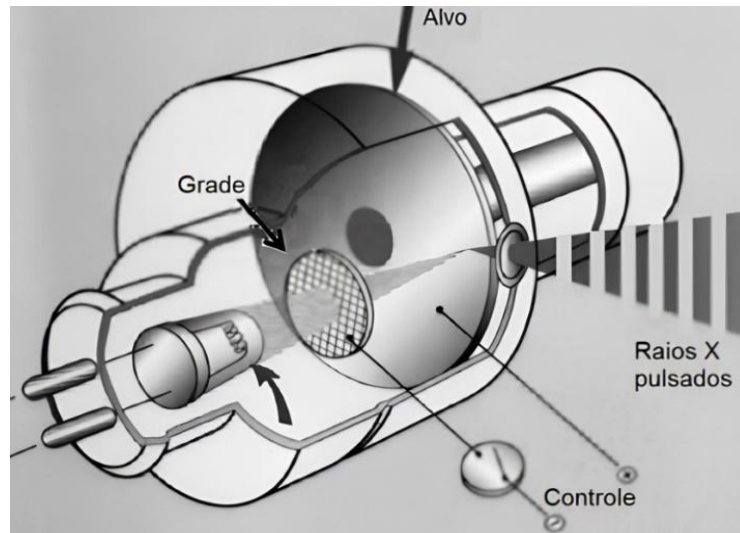
Fonte: Adaptado de Siemens Medical System (2017).

- **Gerador de alta tensão do tubo de raios X**

O gerador de alta tensão tem a função de variar a tensão aplicada ao tubo de raios X, possibilitando a emissão de raios X. Os geradores podem operar de forma monofásica, trifásica, com alta frequência ou potencial constante. Geradores de alta frequência são capazes de fornecer pulsos de pequena largura, enquanto, os geradores trifásicos, os pulsos produzidos são ligeiramente mais longos. Nos estudos cardíacos, é necessário utilizar geradores de raios X trifásicos, para a produção de uma faixa consistente e estável de tensão do tubo entre 80 e 100 kVp, com pulsos mais curtos (SANCHEZ, 2007).

O gerador deve permitir o funcionamento do equipamento de raios X no modo contínuo e no modo pulsado. No modo contínuo, o gerador fornece ao tubo uma corrente constante e as imagens são adquiridas a uma taxa fixa de quadros por segundo. No modo pulsado, a exposição ocorre em pulsos com larguras entre 3 e 8 ms. Os pulsos podem ser produzidos por chaveamento da corrente no gerador ou por chaveamento controlado a partir de uma grade acoplada entre o ânodo e cátodo no tubo de raios X, como mostra na Figura 8 (BOLAND et al., 2000).

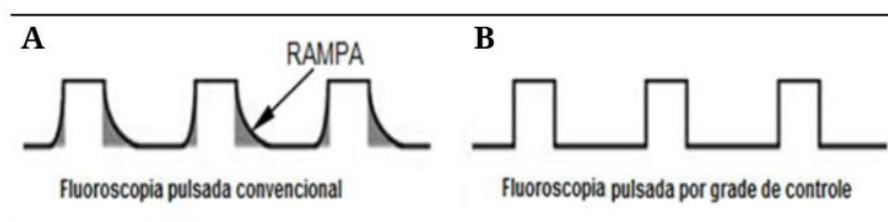
Figura 8 – Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada.



Fonte: Adaptado de BOLAND et al. (2000).

A grade é posicionada entre o ânodo e o cátodo e recebe um potencial negativo. Ao ser acionada, a grade repele, os elétrons emitidos pelo cátodo, impedindo que atinjam o alvo e, assim, bloqueando a produção de raios X. Esse método de geração pulsada de raios X traz benefícios, pois elimina o chamado "efeito rampa" presente na forma pulsada convencional. Esse efeito rampa resulta na produção de radiação de baixa energia, que acaba sendo absorvida pelo paciente contribuir para a formação da imagem (PEREIRA, 2017). A causa desse efeito rampa está na alta reatância indutiva dos cabos longos que conduzem a alta tensão ao tubo, gerando uma corrente irregular, caracterizada por um aumento lento no início e uma queda gradual ao fim de cada pulso, como ilustrado na Figura 9-A. Na Figura 9-B, observa-se o pulso produzido pela fluoroscopia com controle de grade, onde não há efeito rampa.

Figura 9 – (a) Forma do pulso na fluoroscopia convencional pulsada e (b) forma do pulso obtido com grade controlada.



Fonte: Adaptado de BOLAND et al. (2000).

A frequência dos pulsos pode ser ajustada visando à redução da dose cumulativa. A taxa de dose é influenciada pela dose em cada pulso, considerando tanto a altura quanto a largura do pulso, além do número de pulsos por segundo (STUEVE, 2006).

Entretanto, é relevante observar que a adoção da fluoroscopia pulsada não necessariamente resulta em uma redução da dose quando comparada ao modo contínuo. Alguns fatores podem resultar no efeito oposto, levando a doses mais altas, como o uso de taxas de quadros elevados, mesmo com doses por pulso reduzidas, o que pode acarretar a uma dose total similar. Além disso, a tendência de alguns médicos em utilizar a fluoroscopia pulsada por períodos mais longos, combinada com configurações inadequadas do equipamento, pode anular os benefícios de redução de dose desse modo de operação (SCHUELER, 2006).

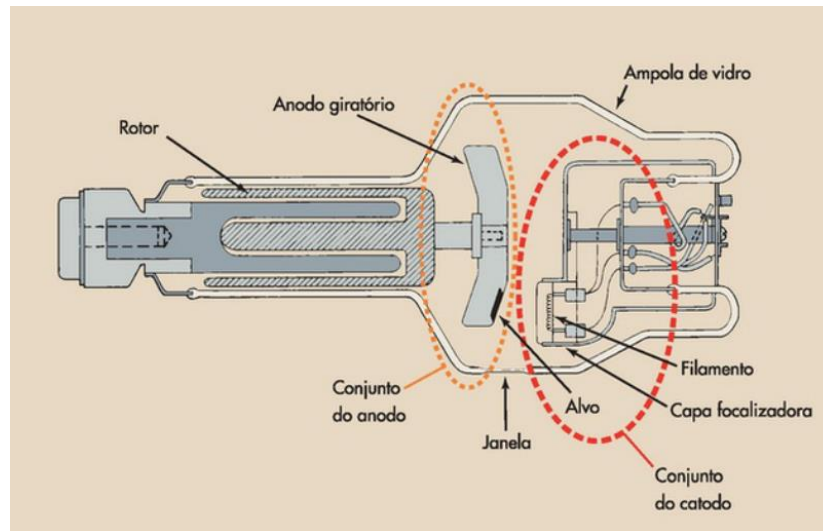
Acoplado ao gerador de raios X tem-se o sistema de controle automático de exposição (*Automatic Exposure Control* - AEC) que verifica e ajusta os parâmetros operacionais (kVp, mA e/ou largura dos pulsos). Durante o exame é possível garantir que a imagem exibida no monitor tenha um brilho constante, mesmo quando a densidade do tecido ou a transmissão de raios X variam ao longo do procedimento.

- **Tubo de raios X**

O tubo de raios X é composto basicamente por um cátodo e por um ânodo envolvidos em uma ampola de vidro a vácuo, conforme ilustrado na Figura 10. O cátodo tem a função de emitir elétrons por meio de emissão termiônica. Esses elétrons são acelerados em direção ao ânodo, quando aplicada a diferença de potencial atingindo o alvo, que geralmente é de tungstênio. Ao colidir com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida principalmente em calor, mas cerca de 1% é transformada em raios X. Essa radiação é emitida na forma de fótons, que saem do tubo por uma janela de saída, direcionados ao receptor de imagens (SANCHEZ, 2007).

A corrente aplicada (mA) ao tubo está relacionada ao número de elétrons e, conseqüentemente, ao número de fótons produzidos. O ponto focal, que é a região do alvo onde ocorre as colisões dos elétrons emitidos, é o local de origem dos raios X produzidos. O tamanho do ponto focal (0,3-0,6 mm) é de extrema importância para a formação da imagem, visto que está diretamente ligado à nitidez da imagem resultante. Por sua vez, a tensão aplicada (kV) afeta a energia dos raios X, influenciando seu poder de penetração (SANCHEZ, 2007).

Figura 10 - Tubo de raios X.



Fonte: BUSHONG (2010).

Em procedimentos intervencionistas, características essenciais são requeridas para os tubos de raios X. Inicialmente, a rotação de alta velocidade do ânodo (acima de 10.000 rpm) torna-se imprescindível. A necessidade de capturar imagens em alta velocidade exige equipamentos altamente eficientes. No entanto, essa alta velocidade pode gerar uma quantidade expressiva de calor, tornando essencial o uso de um tubo com elevada capacidade de dissipação térmica. Para garantir a operação contínua e a durabilidade dos equipamentos de raios X, é indispensável a presença de um sistema de resfriamento eficiente. Esse sistema geralmente utiliza água ou óleo como meio de troca de calor, assegurando que os componentes permaneçam dentro de limites seguros de temperatura durante o uso (CANEVARO, 2009).

- **Filtros e colimadores**

A utilização de filtros, em geral de alumínio e/ou cobre, tem como finalidade causar o “endurecimento” do feixe, ou seja, aumentar a energia efetiva, e assim, reduzir a dose absorvida na pele do paciente e minimizar a radiação espalhada que chega na equipe cirúrgica (CANEVARO, 2009). Durante os procedimentos de fluoroscopia em cardiologia pediátrica ocorrem ajustes da tensão do tubo de raios X e dos filtros, visto que existe uma variação de acordo com a alteração de densidade e espessura no corpo do paciente.

Grande parte dos sistemas de fluoroscopia utilizados para angiografia e aplicações intervencionistas contém filtros de equalização, também chamados de filtros de borda ou cunha que são formados por lâminas parcialmente radiolúcidas, utilizados para compensar uma região do campo com baixa atenuação. Este filtro de equalização reduz o brilho não atenuado perto da

borda do paciente e equilibra a exposição para o detector, resultando em uma melhora do sistema de controle automático de brilho. Os filtros são feitos de chumbo e borracha ou chumbo e acrílico. As bordas deste filtro são geralmente em forma côncava para contornar as partes anatômicas do corpo do paciente (SCHUELER, 2000).

Além dos filtros, os colimadores são comumente utilizados para limitar a área onde os raios X podem interagir. A utilização dos colimadores permite controlar o tamanho do campo de radiação e direcioná-lo para a região de interesse, delimitando o campo de visão (FOV) do detector (COSTA et al., 2009).

Nos equipamentos digitais de fluoroscopia, existe um mecanismo que limita automaticamente o campo de radiação por meio da modificação da distância entre o foco do tubo de raios X e o detector de imagem. Essa distância é chamada de "*source-image distance*" (SID) e refere-se à distância entre o ponto de origem do feixe de raios X (foco) e o detector de imagem (SCHUELER, 2000).

- **Mesa de suporte do paciente**

As mesas utilizadas pelos pacientes nos equipamentos de fluoroscopia são construídas a partir de fibra de carbono. Um material radiotransparente que possibilita tanto o movimento vertical quanto o deslocamento horizontal do paciente. Estas mesas, ao se associarem com os colchões, devem não apenas oferecer resistência mecânica, mas também minimizar a atenuação do feixe de raios X, ou seja, facilitando a passagem do feixe de raios X, reduzindo ao máximo a absorção (BALTER, 2008).

- **Grade antiespalhamento**

A grade antiespalhamento desempenha um papel fundamental na redução da radiação espalhada que atinge o detector de imagem. Ela é responsável pela melhoria no contraste e na nitidez da imagem radiográfica. Durante procedimentos intervencionistas, a radiação espalhada pode comprometer a qualidade da imagem, dificultando a visualização precisa das estruturas de interesse. Entretanto, o uso das grades requer um aumento na exposição devido à sua própria atenuação. Em relação aos pacientes pediátricos, recomenda-se a remoção da grade antiespalhamento. Neste estudo, observou-se que essa remoção foi realizada nas cirurgias monitoradas. Isso ocorre devido à dose adicional de radiação necessária para compensar a atenuação causada pela grade. Em tais situações, a prioridade é minimizar a dose de radiação

recebida pela criança, levando em consideração os possíveis riscos e benefícios clínicos (HENDEE et al., 2002; IEC, 2000).

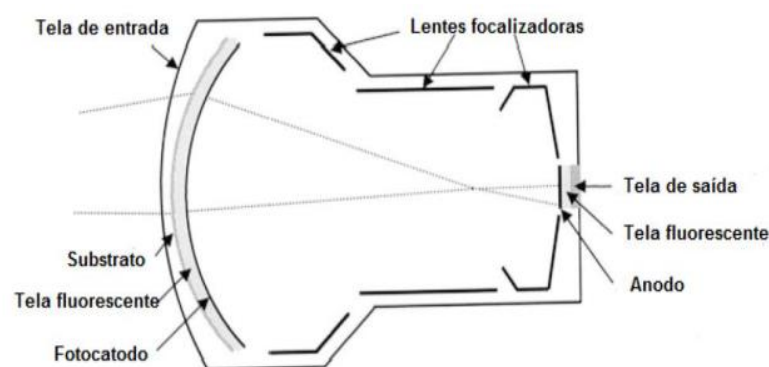
- **Receptores de imagem**

O receptor de imagens é um dos principais componentes do equipamento de fluoroscopia, tendo como função principal converter os fótons de raios X em uma imagem com alta qualidade (BAPTISTA, 2011).

Atualmente existem dois tipos de receptores de imagem: os intensificadores de imagem e os detectores digitais planos (*flat panel*). Os intensificadores de imagem possibilitam a conversão de uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada com alta intensidade de brilho na saída do intensificador, que está acoplado a uma câmera de vídeo ou outros sistemas de gravação de imagens (SILVA, 2012). O sinal analógico será convertido e armazenado na forma de dados digitalizados através de um dispositivo de carga acoplada (*charge-coupled-device - CCD*) (POOLEY et al., 2001).

Os intensificadores de imagem são compostos por seis elementos: tubo de vidro a vácuo, telas fluorescentes de entrada e saída, fotocátodo, lentes eletrostáticas e ânodo. Todo o corpo do intensificador de imagem é composto de chumbo, a fim de absorver os níveis de radiação espalhada e contribuir para blindagem do campo (SÁNCHEZ, 2008). O diagrama demonstrado na Figura 11 exemplifica cada parte do receptor de imagem.

Figura 11 - Esquema de um tubo intensificador de imagem.



Fonte: SÁNCHEZ (2008).

O tubo de vidro a vácuo permite a passagem de elétrons do fotocátodo em direção ao ânodo. O fotocátodo, composto de césio (Cs) e antimônio (Sb), libera elétrons por meio da fotoemissão, enquanto o ânodo atrai esses elétrons até a tela de saída, devido à sua carga positiva. Entre esses dois componentes, há uma diferença de potencial de 25 a 35 kV. As lentes

eletrostáticas também são placas carregadas positivamente. Elas são responsáveis pela aceleração e focalização dos elétrons até a tela de saída (SÁNCHEZ, 2008).

A tela fluorescente de entrada, que possui entre 15 a 40 cm, é composta por iodeto de cério (CsI) ativado com sódio. Já a placa de saída, presente nos aparelhos convencionais, é composta por alumínio ou vidro, coberta por uma camada de zinco e sulfeto de cádmio (HUDA et al., 2003).

Quando um fóton atinge a tela fluorescente na entrada do intensificador de imagem, ocorre uma cintilação, resultando na emissão de fótons de luz. Esses fótons de luz ejetam elétrons do fotocátodo adjacente. Em seguida, esses elétrons são acelerados em direção ao ânodo por meio de eletrodos focalizadores. Ao alcançarem a tela de saída, os elétrons criam um pulso de luz muito maior e mais brilhante do que o produzido na tela de entrada. Como resultado, esse sinal de saída pode ser 5.000 a 10.000 vezes mais intenso que o sinal da tela de entrada, isso ocorre devido ao ganho de brilho no receptor de imagem (CANEVARO, 2009).

Os intensificadores de imagem produzidos para equipamentos convencionais possuem telas de entrada com diâmetros que variam entre 15 e 30 cm. Por outro lado, a tela de saída é de tamanho menor, normalmente variando de 2,5 a 3,5 cm de diâmetro. A escolha adequada do tipo de detector depende da sua possível aplicação clínica.

Nos sistemas digitais de fluoroscopia, os receptores de imagem são geralmente formados por detectores planos (*flat panel*) compostos por uma matriz de fotodiodos e transistores de filme fino, conhecidos como TFT (*Thin Film Transistor*). Esses painéis planos possuem uma grande área formada por detectores integrados que capturam a imagem de raios X e a convertem para o formato digital, eliminando a necessidade de intensificadores de imagem analógicos. Cada pixel da matriz contém milhões de elementos e funcionam como um detector individual, desempenhando papel essencial na formação da imagem ao interagir diretamente ou indiretamente com o feixe de raios X (RISTIC, 2020).

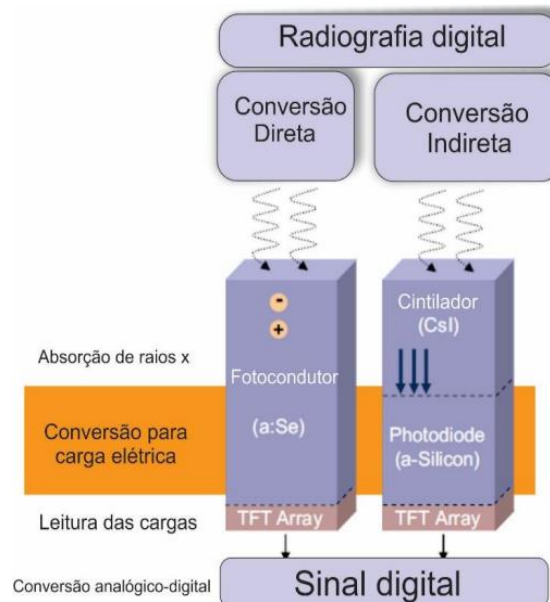
Na conversão direta, o detector é composto por uma matriz de selênio amorfo (a-Se), que converte diretamente a energia dos raios X em um sinal elétrico que sai do sensor (NAVARRO, 2012). Nesse processo, o selênio amorfo atua como um elemento absorvedor, captando a radiação incidente e convertendo-a em carga elétrica, que é armazenada em um capacitor. Um TFT libera essa carga, percorrendo a matriz do detector linha a linha e transformando o sinal em formato digital.

Como o selênio amorfo possui alto número atômico, dispensa o uso de cintiladores para converter radiação em luz visível. Esse tipo de detector, mais fino que o indireto, permite operar com energias médias e altas. Nos pixels do fotocondutor, pares elétrons-buracos são gerados e

direcionados por um campo eletromagnético aplicado entre os eletrodos de entrada e os pixels, que recebem e armazenam as cargas produzidas pela radiação (GOMES, 2018).

Na conversão indireta, por sua vez, os raios X atingem uma camada de material cintilador, geralmente iodeto de cézio (CsI), que converte a radiação em luz visível. Essa luz é então captada por uma matriz de fotodiodos de silício amorfo (a-Si), que se converte em sinal elétrico. Esse sinal, por fim, fornece os dados necessários para gerar a imagem que é posteriormente exibida em um monitor (RISTIC, 2020). A Figura 12 apresenta esquemas que ilustram os detectores planos de conversão direta e indireta.

Figura 12 - Processos de conversão direta e indireta dos raios X em sinal digital em detectores planos.



Fonte: Adaptado de RISTIC (2020).

- **Processamento de imagens**

Nos intensificadores de imagem convencionais, o fósforo de saída está acoplado opticamente a um sistema de monitoração de imagem. Este sistema é composto por uma câmera de vídeo ou um CCD e possui como função a conversão da imagem luminosa em um sinal elétrico e de um monitor que recebe este sinal e forma a imagem digital. A digitalização pode ser realizada por meio de um dispositivo de carga acoplada (CCD) que é composto por uma matriz de semicondutores sensíveis à luz (BUSHONG, 2010). Quanto aos detectores flat panel, não há a necessidade do sistema de acoplamento e a câmera de vídeo, pois o seu sinal de saída já corresponde a um sinal de tensão que pode ser armazenado, processado ou exibido em um monitor.

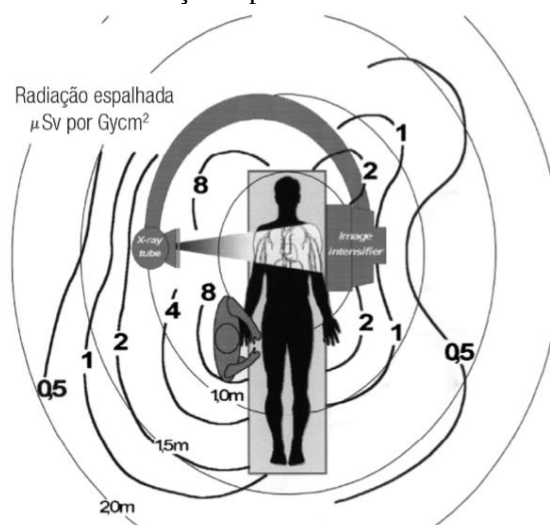
- Modos de aquisição de imagem

Os equipamentos intervencionistas atuais geralmente operam entre dois modos: modo de fluoroscopia e modo de aquisição CINE. O modo de fluoroscopia é operado com uma dose baixa priorizando a integridade física do paciente e é utilizado principalmente para a visualização, posicionamento e guia dos cateteres durante os procedimentos cirúrgicos. Enquanto o modo CINE opera num tempo menor e com taxa de dose mais alta, sendo usado principalmente para a gravação de imagens pré e pós-operativas para fins diagnósticos e avaliação do sucesso do procedimento (SILVA, 2011).

2.4 DOSIMETRIA OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS PEDIÁTRICOS

A principal fonte das exposições ocupacionais excessivas em procedimentos de cardiologia intervencionista é a radiação espalhada, que se origina do feixe primário direcionado ao paciente e é atenuada pelos objetos presentes na sala de cirurgia, como ilustra a Figura 13. Outros fatores que podem contribuir para esse aumento são: a altura da mesa, a posição do intensificador e as angulações utilizadas durante os procedimentos (MONTALVO et al., 2020).

Figura 13 - Níveis de radiação espalhada em um sistema hemodinâmico.



Fonte: CANEVARO (2009).

Durante intervenções cardíacas pediátricas, os médicos enfrentam maior exposição à radiação em comparação aos outros membros da equipe, devido à posição ocupada e ao tamanho do paciente. Além disso, a carga de trabalho hospitalar e a experiência necessária para lidar com a complexidade dos procedimentos são fatores que contribuem para essa exposição (UNSCEAR, 2008; VAÑO et al., 2006).

A proteção radiológica tem como objetivo principal reduzir a exposição às radiações ionizantes em pessoas e ambientes específicos, visando prevenir os potenciais efeitos biológicos decorrentes do uso excessivo dessas radiações, sem, no entanto, restringir de forma inadequada as práticas benéficas associadas ao seu uso (ICRP, 2007).

Conforme definição da ICRP, os efeitos determinísticos caracterizam-se por reações adversas nos tecidos, que resultam principalmente da morte ou disfunção celular após a exposição a doses elevadas de radiação. Esses efeitos apresentam um limiar de dose, abaixo do qual não ocorrem. Uma vez que esse limiar é ultrapassado, a gravidade do dano aumenta de forma proporcional à dose recebida. Esses efeitos têm um tempo de latência definido, podendo levar a consequências como queimaduras, cataratas, ou até falência de órgãos, dependendo da dose e da área irradiada. Por outro lado, os efeitos estocásticos não possuem um limiar definido. Nesse caso, a probabilidade de ocorrência aumenta com o incremento da dose, embora a gravidade do efeito seja independente da quantidade de radiação recebida. Assim, mesmo exposições a baixas doses podem resultar em consequências graves, como o desenvolvimento de câncer (ICRP, 1990).

Profissionais da saúde que utilizam fluoroscopia de maneira intensiva podem apresentar lesões em várias regiões do corpo e órgãos. Entre as principais estão os efeitos na pele, como o surgimento de eritema, ulcerações e fibroses cutâneas, bem como danos prejudiciais à lente ocular, como o desenvolvimento da catarata induzida pela radiação (DUDLEY e SEMINS, 2015).

De acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), apresentadas na Publicação 103 (2007), o limite de dose efetiva ocupacional é estabelecido com o objetivo de controlar a exposição de trabalhadores e do público em geral, assegurando que os efeitos determinísticos sejam evitados e que a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos seja minimizada (ICRP, 2007).

O limite de dose efetiva para trabalhadores é definido como uma média anual de 20 mSv ao longo de um período de 5 anos consecutivos, o que equivale a uma dose de 100 mSv nesse intervalo. Contudo, em qualquer ano individual, a dose efetiva não deve exceder o limite de 50 mSv (ICRP, 2007).

No Brasil, o órgão regulamentador responsável pela proteção radiológica é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que, por meio da norma CNEN NN-3.01, estabeleceu as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Essa norma define os limites de doses anuais tanto para o público quanto para os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), com o objetivo de minimizar os riscos associados à exposição à radiação ionizante (CNEN, 2024). A Tabela 1 apresenta os limites de doses anuais estabelecidos para o público e para os IOEs, conforme a norma CNEN NN-3.01:

Tabela 1: Limites de dose anuais para os indivíduos ocupacionalmente expostos.

Limites de doses anuais			
Grandeza	Órgão	IOE	Indivíduo ao público
Dose efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
	Cristalino	20 mSv [b]	15 mSv
Dose equivalente	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

[a] Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

[b] Este valor de limite de dose efetiva para corpo inteiro ou dose equivalente para cristalino pode, alternativamente, ser a média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

[c] Se a CNEN considerar pertinente poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: CNEN (2024).

Os limites de dose anuais para os IOEs são expressos em termos de dose equivalente e dose efetiva. Apesar de ambos os conceitos estarem relacionados à avaliação da radiação ionizante, eles se referem a aspectos distintos: a dose equivalente quantifica a radiação absorvida por um tecido ou órgão específico, levando em conta o tipo e a energia da radiação. Por sua vez, a dose efetiva representa a dose média ponderada em todo o corpo, considerando a sensibilidade relativa dos diferentes tecidos à radiação. Ambas as grandezas são fundamentais para a avaliação dos possíveis riscos associados à exposição à radiação ionizante. Contudo, essas grandezas não podem ser diretamente mensuradas, portanto, são estimadas com base em modelos e cálculos (CNEN, 2024).

Assim, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU), em 1993, definiu grandezas auxiliares, chamadas grandezas operacionais, para fornecer uma estimativa conservadora das grandezas limitantes. Essas grandezas foram criadas para facilitar o monitoramento e controle da exposição à radiação, garantindo uma proteção mais eficaz para os trabalhadores e o público.

A grandeza operacional utilizada para a monitoração de indivíduos ocupacionalmente expostos é o equivalente de dose pessoal, $H(d)$. Essa grandeza é empregada para fornecer uma estimativa conservadora da dose efetiva recebida pelo trabalhador. O $H_p(d)$ representa o equivalente de dose no tecido ou órgão avaliado a uma profundidade d , expressa em milímetros (mm), a partir de um ponto especificado na superfície do corpo. É amplamente utilizado para estimar doses em diferentes profundidades, como $H_p(10)$ para órgãos profundos e $H_p(0,07)$ para tecidos superficiais (ICRP, 2007; ICRU, 1993).

Os valores de $H_p(d)$ são medidos em sievert (Sv) e variam de acordo com o tipo de radiação e a profundidade dos tecidos. Para radiações fracamente penetrantes, a profundidade de referência é $d = 0,07$ mm para a pele e $d = 3$ mm para o cristalino. Já para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é $d = 10$ mm (ICRP, 2007; ICRU, 1993). A Tabela 2 apresenta um resumo das diretrizes estabelecidas, comparando as recomendações de dosimetria pessoal entre diferentes normativas.

Tabela 2: Recomendações do uso de dosímetros para IOEs.

Normas	Recomendações
RDC 611/2022 (ANVISA)	- Obriga o uso do dosímetro durante toda a jornada de trabalho do indivíduo ocupacionalmente exposto. - Não especifica critérios de posicionamento dos dosímetros.
Publicação 85 da ICRP (2000)	- Uso de dois dosímetros: 1. Um dosímetro pessoal principal posicionado sob o avental plumbífero, à altura do tórax e voltado para a fonte de radiação. 2. Um segundo dosímetro colocado sobre o avental, na altura do pescoço. - Uso de dosímetros especiais para avaliar as doses nas mãos, pés e olhos do cirurgião.
Recomendações gerais (NCRP, 2010; CNEN, 2024)	- Calibrar os dosímetros em termos de $H_p(10)$ para precisão na monitoração das doses. - Em procedimentos intervencionistas, o uso de um dosímetro adicional sobre o protetor de tireoide ajuda a obter uma estimativa mais precisa da dose efetiva. - Caso apenas um dosímetro seja utilizado, ele deve ser posicionado externamente ao protetor de tireoide, na região do pescoço.

Fonte: ANVISA (2022); ICRP (2000); NCRP (2010); CNEN (2024).

A exposição à radiação entre os cirurgiões não é uniforme, principalmente devido ao uso de vestimentas de proteção radiológica. Dessa forma, o uso de apenas um dosímetro pode resultar em uma superestimação ou subestimação da dose efetiva, já que essa abordagem desconsidera as doses recebidas pelos órgãos protegidos e não protegidos pelo equipamento de proteção individual (EPI). Por isso, a utilização de múltiplos dosímetros estrategicamente posicionados é essencial para obter uma estimativa mais precisa da dose de radiação recebida (SIISKONEN, 2007).

Diversos algoritmos foram desenvolvidos para estimar a dose efetiva a partir das leituras de dois dosímetros. As leituras de ambos os dosímetros, em termos de $Hp(10)$, são geralmente combinadas por meio de algoritmos lineares simples (ICRP, 2018). A Equação 1 apresenta essa combinação:

$$E = \alpha Hp(10)_u + \beta Hp(10)_o \quad (1)$$

onde:

$Hp(10)_u$ é a medida de $Hp(10)$ do dosímetro colocado abaixo do avental plumbífero, posicionado na região do tórax ou na cintura;

$Hp(10)_o$ é a medida de $Hp(10)$ do dosímetro posicionado sobre o protetor de tireoide.

Vários pares de valores α e β foram propostos ao longo dos anos. No entanto, devido ao fato de nenhum par representar adequadamente a exposição ocupacional para todos os tipos de procedimentos, não há consenso mundial sobre qual deve ser utilizado (ICRP, 2018).

Negri et al. (2019) investigaram a precisão de 21 algoritmos de dosimetria dupla para estimar a dose efetiva, utilizando dosímetros termoluminescentes e o fantoma antropomórfico Alderson Rando. Os resultados da pesquisa estão sintetizados na Tabela 3. A partir dos resultados obtidos, constatou-se que alguns dos algoritmos propostos superestimavam as doses efetivas recebidas durante os procedimentos intervencionistas.

Entretanto, dentre todos os algoritmos analisados, três deles se mostraram promissores. Os estudos conduzidos por Von Boetticher et al. (2010), Mcewan (2000) e a Portaria Suíça (SWISS ORDINANCE, 1999) apresentaram os melhores resultados experimentais, destacando-se por sua abordagem mais conservadora e fornecendo um baixo risco de subestimação da dose efetiva.

O estudo conduzido por Von Boetticher et al. (2010) apresentou avanços no cálculo da dose efetiva, propondo coeficientes para o algoritmo padrão. Esses coeficientes levam em consideração os fatores de ponderação da radiação para órgãos e tecidos, conforme

estabelecidos na publicação 103 da ICRP (2007), além de considerar a influência da espessura das vestimentas de proteção.

Tabela 3: Algoritmos de dosimetria dupla para cálculo de dose efetiva.

Algoritmos	α	β
Sem Protetor de tireoide		
NCRP 122 (1995)	0,5	0,025
Sherbini-De Cicco (2002)	1	0,07
Swiss Ordinance (1999)	1	0,1
McEwan (2000)	0,71	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,12
Franken. Huyskens (2002)	1	0,1
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,073
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,6	0,094
Clerinx (2008)	1,64	0,075
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,81	0,083
von Boetticher (2010. ICRP 103)	1079	0,1
Niclasen (1994)	1	0,06
Com protetor de tireoide		
Swiss Ordinance (1999)	1	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,08
Franken. Huyskens (2002)	1	0,03
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,016
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,6	0,047
Clerinx (2008)	1,64	0,058
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,87	0,023
von Boetticher (2010. ICRP 103)	0,84	0,051

Fonte: Adaptado de Negri et al. (2019).

O algoritmo aprimorado proposto por Von Boetticher et al. (2010) é expresso na Equação 2, representando uma contribuição valiosa para a precisão e segurança dos cálculos relacionados à dose efetiva. Essa abordagem abriu novas perspectivas para a melhoria das práticas de dosimetria, beneficiando tanto os profissionais da área quanto os pacientes, ao garantir uma avaliação mais precisa da exposição à radiação.

$$E = 0,84 H_{p,c,u} (10) + 0,051 H_{p,n,o} (10) \quad (2)$$

onde:

$H_{p,c,u}$ representa a leitura do dosímetro posicionado abaixo do avental, na região do tórax;

Hp,n,o é a leitura do dosímetro posicionado externamente ao protetor de tireoide, na região do pescoço.

Montalvo et al. (2020), analisaram a exposição à radiação de profissionais de saúde durante procedimentos de cardiologia intervencionista, utilizando dosímetros termoluminescentes feitos de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti). Foram avaliados 52 procedimentos, categorizados em angiografia coronária diagnóstica (CA) e intervenções coronárias percutâneas (PCI). Os dosímetros foram colocados em locais estratégicos nos corpos dos operadores, enfermeiros e técnicos para medir a radiação espalhada. As doses efetivas recebidas pelos cardiologistas variaram de 0,97 a 3,02 μSv no lado direito e de 0,95 a 12,44 μSv no lado esquerdo por procedimento. Os operadores secundários, enfermeiros e técnicos receberam doses inferiores a 0,3 μSv por procedimento (MONTALVO et al., 2023).

O estudo realizado em 2022, no Hospital Universitario La Paz (HULP) em Madrid, entre novembro de 2016 e abril de 2018, teve como objetivo avaliar a exposição ocupacional durante procedimentos de radiologia intervencionista pediátrica. O foco principal foi a avaliação do equivalente de dose pessoal (Hp(10)) em procedimentos pediátricos. Os resultados mostraram que a dose média para intervenções hepáticas/biliares foi de 0,12 mSv e para escleroterapia foi de 0,18 mSv. O estudo revelou que, embora se esperasse que os valores em Hp(10) fossem menores em procedimentos pediátricos em comparação com adultos, as doses observadas foram comparáveis. Isso ocorreu especialmente devido à necessidade dos profissionais permanecerem mais próximos ao feixe de raios X durante os procedimentos pediátricos (MORCILLO et al., 2022).

Em 2016, também foi investigado as doses de radiação recebidas pelos profissionais durante procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, simulando dez tipos comuns de intervenções, incluindo cateterismo cardíaco, fechamento de defeitos cardíacos e angioplastia. Para os profissionais, as doses de radiação espalhada na posição dos olhos dos cardiologistas variaram de 0,20 a 116 μSv por procedimento, com variação entre os diferentes tipos de cirurgias. Considerando uma carga de trabalho típica de vinte procedimentos por mês, a dose mensal para cardiologistas que atendem pacientes de 0 a <1 ano poderia variar de 4 a 152 μSv , enquanto para pacientes de 10 a <15 anos, a faixa mensal poderia ser de 340 a 2320 μSv (UBEDA et al., 2016).

Vaño e colaboradores realizaram um estudo para avaliar os valores de dose média ocupacional em laboratórios de radiologia e cardiologia intervencionista. A amostra, composta

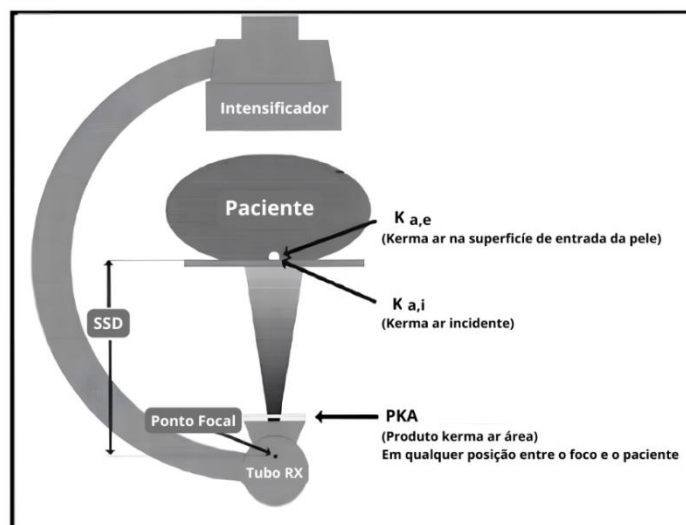
por 83 procedimentos realizados por dez especialistas em seis laboratórios, utilizou nove dosímetros termoluminescentes (TL) que foram posicionados próximos aos olhos, na testa, joelho, mãos, ombro esquerdo, antebraço esquerdo e braço esquerdo da equipe médica durante cada procedimento (VAÑO et al., 2005b).

Os resultados da pesquisa revelaram uma distribuição mais homogênea das doses para os radiologistas em comparação com os cardiologistas intervencionistas. Essa disparidade nos valores de dose ocorre devido à variação de posições normalmente adotadas pelo radiologista em relação ao paciente. Nos procedimentos de cardiologia intervencionista, as doses são predominantemente recebidas do lado esquerdo do corpo, uma vez que essa região está mais próxima do volume de dispersão durante o procedimento (VAÑO et al., 2005b).

2.5 DOSIMETRIA EM PACIENTES

Para determinação da dose em pacientes, as grandezas dosimétricas recomendadas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) são o $K_{a,i}$ (kerma ar incidente), o $K_{a,e}$ (kerma ar na superfície de entrada) e o P_{KA} (Produto kerma ar-área). As grandezas $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ são determinadas no ponto onde o eixo central do feixe de raios X intercepta o plano perpendicular correspondente à entrada na pele do paciente, enquanto que a grandeza P_{KA} é determinada sob a área perpendicular do feixe, em geral na saída do colimador, conforme ilustrado na Figura 14.

Figura 14 - Grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico.



Fonte: Adaptado de ICRP et al. (2000).

A relação entre $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é estabelecida pelo fator de retroespalhamento B , da seguinte forma: $K_{a,e} = K_{a,i} \times B$. Tanto $K_{a,i}$ quanto $K_{a,e}$ são expressos em unidades de Gy (Gray), enquanto a grandeza P_{KA} tem a unidade em $Gy.cm^2$ (ICRU, 2005; IAEA, 2007).

O fator de retroespalhamento é essencial para corrigir a dose absorvida pela pele, ajustando-a para representar de forma mais precisa a dose efetiva, que inclui a contribuição da radiação retroespalhada. Esse ajuste vai avaliar os limiares de dose para efeitos determinísticos, como eritema, necrose de pele e catarata. O limiar é definido como a dose mínima na qual 1% dos indivíduos expostos apresentará o efeito em questão (ICRU, 2005; IAEA, 2007).

Conforme apresentado na Tabela 4, esses limiares correspondem aos níveis críticos de dose nos quais esses efeitos podem ocorrer, servindo como referência para o monitoramento e a proteção radiológica.

Tabela 4: Efeitos da exposição fluoroscópica e suas respectivas reações no cristalino e na pele.

EFEITOS	Limiar de dose aproximado (Gy)	Tempo de início	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose normal típica de (20 mGy/min)	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose high típica de (200 mGy/min)
PELE				
Transiente eritema recente	2	2 - 24h	100	10
Eritema principal	6	$\cong 1,5$ sem	300	30
Epilação temporária	3	$\cong 3$ sem	150	15
Epilação permanente	7	$\cong 3$ sem	350	35
Descamação seca	14	$\cong 4$ sem	700	70
Descamação úmida	18	$\cong 4$ sem	900	90
Ulceração secundária	24	> 6 sem	1200	120
Eritema tardio	15	$\cong 8-10$ sem	750	75
Necrose cutânea isquêmica	18	> 10 sem	900	90
Atrofia cutânea (fase 1)	10	> 52 sem	500	50
Telangiectasia	10	> 52 sem	500	50
Necrose cutânea tardia	> 12	> 52 sem	750	75
Câncer de pele	desconhecido	> 15 sem	n/a	n/a
OLHOS				
Opacidade (detectável)	$> 1 - 2$	> 5 anos	> 50	> 5
Catarata (debilitante)	> 5	> 5 anos	> 50	$> 2-5$

Fonte: Adaptado de ICRP et al. (2000).

Os limiares de dose para efeitos determinísticos em pacientes pediátricos não estão amplamente definidos de forma específica como para adultos. No entanto, devido à maior

sensibilidade das crianças à radiação, recomenda-se que esses limiares sejam menores. Conforme destacado pela International Commission on Radiological Protection (ICRP), as crianças são mais suscetíveis aos efeitos estocásticos, o que demanda maior atenção em relação à exposição à radiação (ICRP, 2007).

Embora os limiares gerais para efeitos determinísticos em crianças possam ser semelhantes aos de adultos, há a ressalva de que os tecidos pediátricos, especialmente em bebês e crianças pequenas, apresentam maior vulnerabilidade à radiação (LEYTON et al., 2014)

Dada a inexistência de limiares universalmente aceitos específicos para a população pediátrica, a prática mais comum é ajustar os parâmetros de exposição, que devem ser 30% a 50% menores em comparação com os limites estabelecidos para adultos. Frequentemente, adota-se uma abordagem conservadora, visando à minimização da dose de radiação administrada, sempre respeitando o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) (ICRP, 2007).

Durante procedimentos cardíacos intervencionistas, é possível que a dose de radiação na pele ocasionalmente ultrapasse o limiar de dose para efeitos determinísticos, que é estimado em torno de 2 Gy, podendo resultar em reações como eritema ou outros danos cutâneos. Em 2020, foram realizados estudos buscando níveis de referência diagnóstica, específicos para procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, considerando diferentes grupos de peso dos pacientes. Essa abordagem foi crucial devido à variabilidade no tamanho das crianças e suas respectivas exposições à radiação. As doses na pele foram medidas, resultando em um valor médio de 15 mGy para procedimentos diagnósticos e 94 mGy para procedimentos de tratamento. Esses dados ajudaram a compreender a exposição à radiação durante os procedimentos. O estudo também calculou o risco de morte induzida por exposição em pacientes, com valores estimados de 317 por 100.000 para meninos e 533 por 100.000 para meninas durante a oclusão do defeito septal ventricular (RIZK et al., 2020).

Em 2016, foram realizadas medições experimentais com phantoms para a estimativa da dose na pele do paciente durante os procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, conforme relatado no estudo, as doses variaram dependendo do tipo de procedimento realizado. Os valores acumulados de kerma ar na superfície de entrada da pele do paciente [$K_{a,e}$] foram encontrados na faixa de 2 a 1.100 mGy, com o maior valor registrado durante o procedimento de angioplastia pulmonar com stent (UBEDA et al., 2016).

Um estudo retrospectivo, conduzido em quatro estados brasileiros distribuídos em três regiões do país, teve como objetivo propor um conjunto inicial de Níveis de Referência Diagnóstica (NRDs) brasileiros para procedimentos intervencionistas diagnósticos e

terapêuticos pediátricos. Foram coletados dados de 279 pacientes pediátricos submetidos a procedimentos intervencionistas cardíacos (PICs), sendo 147 diagnósticos e 132 terapêuticos, incluindo informações sobre idade, características antropométricas, número de imagens, tempo de exposição, produto kerma no ar-área (PKA) e kerma no ar cumulativo. A análise revelou ampla variação nos valores de PKA entre os procedimentos diagnósticos e terapêuticos em todas as faixas etárias, com diferenças significativas também observadas ao se considerar o agrupamento por idade ou peso dos pacientes. Apesar da variabilidade dos dados, nenhum valor de kerma no ar cumulativo ultrapassou o limite recomendado para acionamento de monitoramento clínico. Os resultados obtidos demonstram a viabilidade de adoção desses valores como proposta preliminar para a implementação de NRDs nacionais em cardiologia intervencionista pediátrica (ASFORA et al., 2024).

Embora não tenha sido realizada a monitorização da dose de radiação na superfície de entrada da pele do paciente em nosso trabalho, é recomendável que essa prática seja adotada, especialmente em pacientes pediátricos. Essa atenção especial é justificada pelas características singulares das crianças, que apresentam maior radiosensibilidade. Assim, para prevenir lesões cutâneas induzidas por radiação, é crucial que a exposição seja mantida tão baixa quanto possível (ICRP, 1991).

A radiosensibilidade está diretamente relacionada ao grau de diferenciação ou especialização celular. No caso das crianças, suas células apresentam uma taxa de proliferação mais elevada, o que as torna mais radiosensíveis. Além disso, pacientes pediátricos estão em um estágio ativo de desenvolvimento de seus tecidos e órgãos, o que aumenta a vulnerabilidade à radiação. Eles também possuem uma massa corporal e uma superfície corpórea reduzida, o que implica uma maior dose de radiação por unidade de peso ou área. Outro fator importante é a expectativa de vida mais longa após a realização de procedimentos, o que aumenta o risco de desenvolvimento de câncer ao longo da vida. As crianças estão expostas a riscos mais elevados de câncer cerebral, de mama, de pele, de tireoide e de leucemia em decorrência da exposição às radiações (ICRP, 1991).

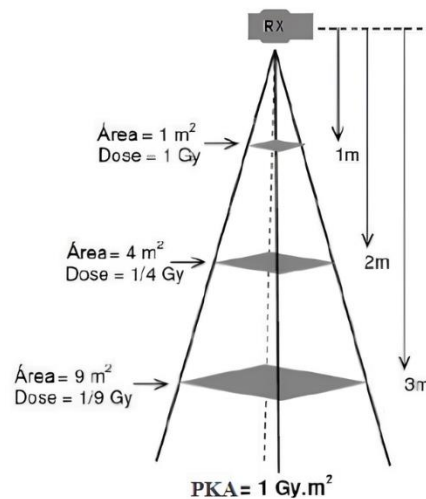
Além disso, o feixe de radiação que incide sobre a pele da criança pode ser mais intenso do que o feixe que emerge da área afetada. A necessidade de medir e controlar de forma precisa a exposição à radiação na entrada da pele, é fundamental para garantir uma abordagem mais segura e precisa na administração de procedimentos médicos (IAEA, 2008).

Existem formas para realizar a monitoração da dose de radiação em pacientes durante procedimentos intervencionistas cardíacos. Uma grandeza de importante é o P_{KA} , é quantificada usando uma câmara de ionização externa posicionada na saída do colimador do tubo de raios

X. Esta abordagem é vantajosa porque torna a resposta do P_{KA} independente da distância entre o foco do tubo de raios X e a pele do paciente. O valor de P_{KA} medido na saída do tubo é equivalente ao medido a uma distância "d", que corresponde à distância entre o foco e a pele do paciente (CANEVARO, 2009).

É importante notar que, à medida que a distância "d" aumenta, a intensidade da radiação diminui inversamente ao quadrado da distância, ao passo que a área do campo de radiação aumenta proporcionalmente a d^2 . Assim, o produto entre a área de campos menores e o kerma ar é equivalente ao produto entre a área de campos maiores, resultando em uma constante (IEC, 2000). Essa relação entre produto kerma ar-área, distância e dose estão ilustradas na Figura 15.

Figura 15 - A relação entre o Produto kerma ar-área, a distância e a dose.



Fonte: Adaptado de Bogaert et al. (2008).

O P_{KA} desempenha um importante papel ao permitir uma avaliação abrangente da exposição total do paciente, uma vez que essa exposição depende tanto da área irradiada quanto do valor do kerma ar no centro do feixe de raios X (BALTER et al., 2006).

A quantidade acumulada, internacionalmente conhecida como kerma ar ponto de referência ($K_{a,r}$), é determinada a partir dos parâmetros de irradiação e geométricos escolhidos pelo equipamento de fluoroscopia durante o procedimento clínico (IEC, 2000; BALTER, 2008b; STECKER et al., 2009). A base para esse cálculo é um ponto chamado ponto de referência intervencionista [*interventional reference point*] (IRP), conforme definido na norma IEC 601-2-43, situado no eixo central a 15 cm do isocentro na direção do ponto focal. Esse ponto é especificado como a localização que representa a entrada do feixe na pele do paciente,

sendo o ponto de referência para as medidas de taxa de kerma ar ou kerma ar acumulado (IEC, 2000; BALTER, 2006).

Dado que o ponto IRP permanece fixo, o valor indicado pelo equipamento para $K_{a,r}$ nem sempre reflete precisamente a dose na entrada da pele. Em particular, nos pacientes pediátricos, o ponto de referência pode estar na superfície, dentro ou fora do corpo do paciente. O $K_{a,r}$ calculado no ponto IRP representa o kerma ar incidente ($K_{a,i}$) acumulado em um ponto que nominalmente representa a superfície de entrada do feixe na pele do paciente. Esse valor acumulado não representa a dose máxima na pele pois, durante o procedimento, diferentes projeções podem ser utilizadas, resultando em variações na superfície de entrada na pele do paciente. O $K_{a,r}$ não leva em consideração o impacto da radiação dispersa e a atenuação devida à mesa e ao colchão (BALTER, 2006).

Sendo assim, os métodos de monitoração da dose do paciente, aqui descritos, desempenham um papel fundamental para a proteção da saúde do paciente, porém, não são capazes de prevenir lesões na pele em tempo real. Em virtude dessa limitação, diversos estudos publicados têm proposto a implementação de um sistema de alerta, baseado em parâmetros fornecidos pelo equipamento, com o objetivo de orientar os cardiologistas assim que o menor limiar para efeitos determinísticos seja alcançado ou ultrapassado. Essa abordagem visa aprimorar ainda mais a segurança durante procedimentos intervencionistas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

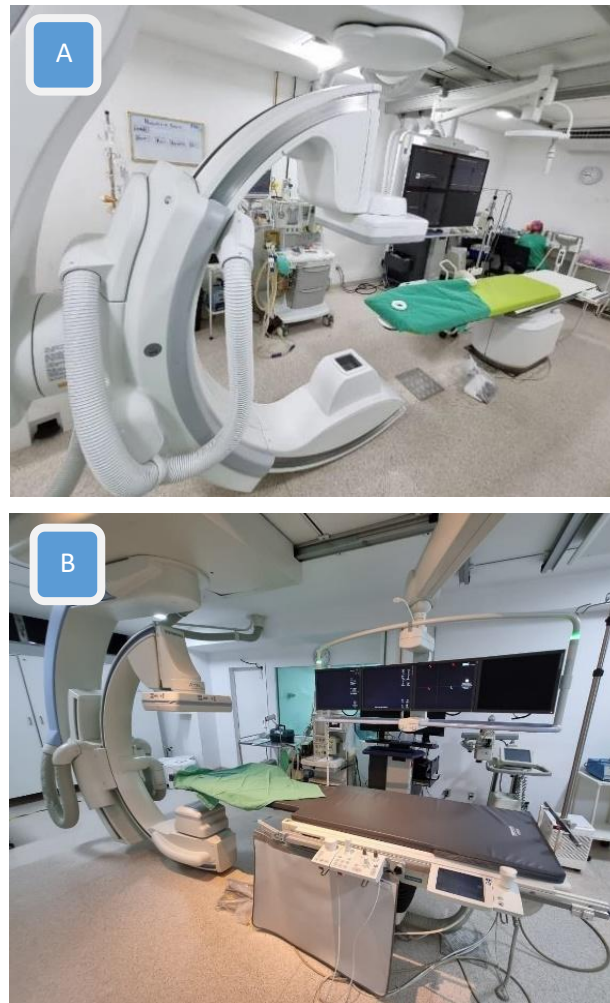
A avaliação das doses ocupacionais aplicadas aos principais profissionais ocupacionalmente expostos durante os procedimentos cardíacos intervencionistas foi realizada em dois hospitais situados na cidade de Recife, no estado de Pernambuco. Em ambos os hospitais, foram supervisionados tanto os procedimentos de tratamento, que incluíram intervenções como angioplastias, valvoplastias e outras especialidades cirúrgicas de importância equivalente, quanto os procedimentos de cunho diagnóstico, que abrangeram angiografias e estudos hemodinâmicos. Cabe informar que este trabalho foi aprovado pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) sob o número de certificação 59399222.2.0000.9030.

Em cada procedimento, foram registrados diversos parâmetros relacionados à aquisição. Entre esses parâmetros, incluíram-se: a tensão de operação do tubo (kV), que determina a energia do feixe de raios X; a corrente (mA), que controla a intensidade do feixe; a SID (*Source-to-Image Distance – Distância do ponto focal à entrada do receptor de imagem*), que influencia a ampliação da imagem; o tempo em ms, que determina a largura de pulso; FD (*Field Distance – Distância do campo*), que afeta a área irradiada, e o tempo de fluoroscopia.

Foram registrados o tempo total de operação, o valor do kerma no ar de referência ($K_{a,r}$) e o Produto kerma ar-área (P_{KA}). Os dados foram extraídos dos relatórios DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) ao término de cada procedimento cirúrgico.

Testes de avaliação do desempenho dos equipamentos utilizados nas Instituições 1 e 2 foram conduzidos seguindo os requisitos estabelecidos pela RDC 611/2022 do Ministério da Saúde (BRASIL, 2019) e da IN91/2021, que dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista (BRASIL, 2021). Os equipamentos utilizados podem ser observados na Figura 16.

Figura 16 - Equipamentos utilizados nas instituições avaliadas.



A: Instituição I - Philips (model Azurion 7). B: Instituição II - Siemens (model Artis Zee Ceiling)

Fonte: A autora.

3.1 PERFIL DOS PACIENTES

Foram avaliados 131 procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica realizados em dois hospitais localizados na cidade de Recife, Pernambuco, no período entre março de 2023 e agosto de 2024. Todos os pacientes pertenciam à faixa etária de 0 a 16 anos.

A Tabela 5 apresenta a distribuição do número de procedimentos monitorados em cada Instituição, segmentados entre o tipo de cirurgia realizada (diagnóstico e tratamento). Observa-se que a Instituição 1 realizou um maior número de procedimentos, o que é atribuído à sua vinculação ao Sistema Único de Saúde (SUS), possibilitando uma maior demanda de atendimentos.

Tabela 5: Número de procedimentos monitorados.

	Número de procedimentos realizados	
	Diagnóstico	Tratamento
Instituição 1	21	63
Instituição 2	12	35

Fonte: A autora.

A Tabela 6 apresenta a distribuição das amostras classificadas por grupos etários para refinar a classificação dos participantes, visando a uma melhor definição do perfil dos pacientes envolvidos na pesquisa. Os intervalos de idade foram divididos da seguinte forma: (a) menores de 1 ano, (b) 1 a menos de 5 anos, (c) 5 a menos de 10 anos e (d) 10 a 16 anos.

Tabela 6: Quantidade total de amostras por intervalo de idade.

	Até 1 ano	>1 até 5 anos	>5 anos até 10	10 até 16 anos	Total
Diagnóstico	5	12	11	5	33
Tratamento	36	32	24	6	98

Fonte: A autora.

Na Tabela 7, são apresentados os principais tipos de cirurgias monitoradas neste estudo, abrangendo tanto intervenções diagnósticas quanto terapêuticas.

Tabela 7: Principais tipos de cirurgias monitoradas.

Intervenções Diagnósticas	Função
Cateterismo cardíaco	Avaliação anatômica e funcional do coração.
Angiografia coronária e pulmonar	Detecção de anomalias congênitas.
	Exame das artérias coronárias ou da circulação pulmonar.
Intervenções Terapêuticas	Função
Valvoplastia por balão	Correção de estenoses valvulares.
Dilatação de vasos	Tratamento de coarctação da aorta ou estenoses vasculares.
Fechamento de defeitos cardíacos	Fechamento de comunicação interatrial (CIA) ou interventricular (CIV).
	Fechamento de ducto arterioso persistente (DAP).
Embolização de vasos anômalos	Correção de malformações vasculares.
Implante de stents	Para alívio de obstruções em vasos ou vias de saída do coração.

Fonte: A autora.

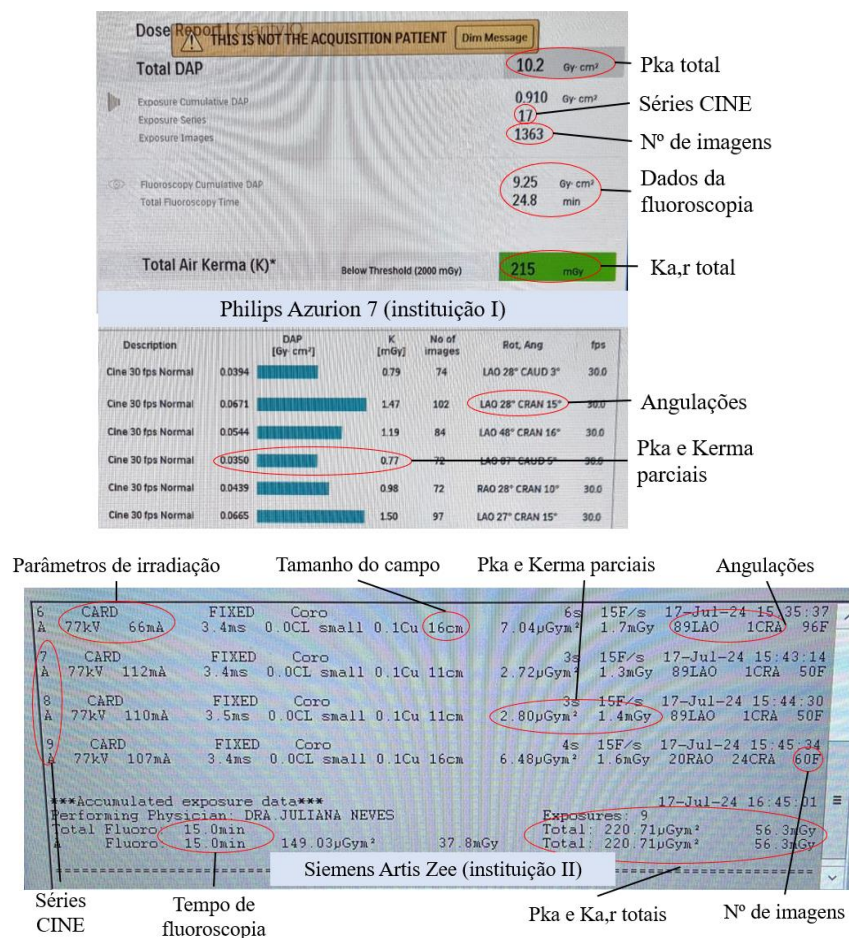
3.2 DOSIMETRIA DE PACIENTES

- Estimativa do $K_{a,r}$ e P_{KA}

Para a análise da dose, os dados dos pacientes foram coletados ao final do procedimento, a partir das informações armazenadas no sistema do equipamento. Com base nos parâmetros $K_{a,r}$ e P_{KA} , foi possível calcular o kerma ar na superfície da pele do paciente ($K_{a,e}$) ao nível da mesa, levando em consideração a variação da intensidade da radiação com o inverso do quadrado da distância (ICRU,2005; NCRP, 2010).

Os valores de P_{KA} apresentados nesta pesquisa foram obtidos a partir dos relatórios DICOM gerados após cada procedimento cirúrgico, conforme ilustrado na Figura 17. Esses relatórios contêm informações fundamentais, incluindo os parâmetros de irradiação, o número de séries CINE realizadas, as configurações de filtração, as angulações do equipamento, o tamanho do campo de visão, a quantidade de imagens por série, a duração da fluoroscopia, além dos valores parciais e totais do kerma no ar e do produto kerma ar-área.

Figura 17 - Relatório final fornecido por cada equipamento.



Fonte: A autora.

Com o intuito de estimar as doses de radiação recebidas pelos pacientes, foi realizada uma análise dos valores de P_{KA} , indicador fundamental dos níveis de exposição durante procedimentos intervencionistas. A calibração do medidor de P_{KA} , gerado pelo equipamento, seguiu a metodologia descrita no Apêndice IX do relatório técnico 457 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007).

Neste estudo, os valores de P_{KA} foram ajustados com base em fatores de correção de 0,6 para o equipamento Siemens Artis Zee e de 0,8 para o Philips Azurion 7, conforme o procedimento descrito no Apêndice II.

3.3 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

Para determinar a dose efetiva recebida durante os procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, foram posicionados dosímetros em áreas específicas do corpo das profissionais. Esses dosímetros foram aplicados em 5 regiões anatômicas, como ilustrado na Figura 18. Para a monitoração, foram utilizados dosímetros termoluminescentes TLD-100 (LiF:Mg,Ti) da *Thermo Scientific*, com dimensões de 3 mm x 3 mm x 1 mm. A avaliação e os detalhes da calibração dos dosímetros TLDs estão descritos nos Apêndice III.

Figura 18 - Posicionamento dos dosímetros TLD-100.



1) Olho direito; 2) Olho esquerdo; 3) Glabella; 4) Tórax (sob o protetor); 5) Tireoide (sobre o protetor); 6) Mão direita; 7) Mão esquerda.

Fonte: A autora.

Todos os dosímetros termoluminescentes (TLDs) utilizados foram calibrados no LMRI-DEN/UFPE com base nas grandezas operacionais de dosimetria: equivalente de dose pessoal

Hp(d) para estimativas da dose efetiva; Hp(0,07) para dosímetros destinados à estimativa da dose nas extremidades; e Hp(3) para dosímetros posicionados na região dos olhos. Antes de sua utilização, esses dosímetros passaram por um tratamento térmico específico, composto por uma exposição a 400°C por 1 hora, seguida de 100°C por 2 horas, visando eliminar possíveis sinais residuais. Cada conjunto de dosímetros designado para uso hospitalar continha um par que não foi utilizado, cuja função foi registrar a resposta da radiação ambiental (*background*). A leitura desse dosímetro de referência foi subtraída da leitura dos dosímetros empregados no procedimento analisado.

Para as leituras dos dosímetros termoluminescentes foi utilizada a leitora Victoreen modelo 2800M, operando no modo de aquecimento STEP. Esse modo de aquecimento ocorre em duas etapas distintas: a primeira fase se inicia a partir de 0°C (273,15 K) até 100°C (373,15 K), em um intervalo de 10 segundos; a segunda fase, também com a duração de 10 segundos, abrange o intervalo de 100°C (373,15 K) até 300°C (573,15 K).

A dose equivalente nos olhos e mãos foi obtida com base nas leituras registradas nos TLDs após aplicada a curva de calibração para a grandeza correspondente, Hp(3). Sendo expressa em milisieverts (mSv). Os dosímetros posicionados na região da tireoide, sobre o protetor, bem como na região do tórax, abaixo do avental de chumbo, foram utilizados para o cálculo da dose efetiva (E). Esse cálculo foi efetuado por meio do algoritmo de dosimetria dupla proposto por Von Boetticher et al. (2010), conforme a seguinte equação:

$$E = 0,84Hp,u(10) + 0,051Hp,o(10) \quad (3)$$

Onde:

Hp,u(10) representou o valor de Hp(10) obtido com o dosímetro colocado por dentro do avental (na região do tórax),

Hp,o(10) é o valor de Hp(10) obtido com o dosímetro posicionado sobre o protetor de tireoide, na região do pescoço.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Durante os procedimentos monitorados foram avaliados os diferentes parâmetros utilizados na fluoroscopia pulsada no modo de aquisição CINE. A fluoroscopia pulsada opera com o gerador de raios X emitindo pulsos curtos de radiação.

Em procedimentos que envolvem movimentos da região anatômica ou órgão, como na angiografia cardíaca, a fluoroscopia pulsada proporciona melhor qualidade de imagem, reduzindo os artefatos de movimento. No entanto, taxas de quadros mais baixas podem ser insuficientes para órgãos em movimento rápido, como na cardiologia intervencionista pediátrica (DIMENSTEIN et al., 2022).

Enquanto na cinegrafia, o modo de operação do equipamento resulta em imagens de alta qualidade, sendo geradas e gravadas para possíveis avaliações posteriores. Essa qualidade elevada é alcançada com o aumento dos parâmetros técnicos, como tensão (kV) e corrente (mA), resultando em doses de radiação mais altas. Por exemplo, enquanto a corrente em modo fluoroscopia pode variar entre 80 e 100 mA, no modo CINE pode atingir até 800 mA (DIMENSTEIN et al., 2022)

A Tabela 8 detalha os parâmetros de irradiação para os procedimentos analisados, apresentando valores de tensão (kV), corrente (mA), tempo de fluoroscopia (TF) e número de imagens CINE obtidos em ambas as instituições. Esses dados permitem uma análise comparativa essencial para compreender a variabilidade na prática clínica e as implicações na dose ocupacional e no controle da exposição do paciente.

As complexidades clínicas podem prolongar o tempo total da fluoroscopia e aumentar a exposição ocupacional, devido à maior radiação espalhada ao redor do paciente. Além disso, o controle automático de exposição ajusta as configurações de kV e mA para otimizar a visualização anatômica, o que também pode contribuir para o aumento da dose.

Tabela 8: Valores obtidos dos parâmetros da fluoroscopia e cinegrafia de irradiação na Instituição I.

Instituição I				
Parâmetros da fluoroscopia				
Tipo de procedimento		Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Tempo de fluoroscopia (min)
Diagnóstico	Média	70	8,5	14,2
	Mediana	70	10	14,4
	Desvio padrão	5,1	5,6	7,61
	Mínimo	64	2,7	3,7
	Máximo	83	19	31,2
Tratamento	Média	68	8,9	19,9
	Mediana	68	7,1	18
	Desvio padrão	4,6	9,0	12,1
	Mínimo	59	1,9	3,5
	Máximo	82	55	60,8
Parâmetros da CINE				
Tipo de procedimento		Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Número de imagens
Diagnóstico	Média	67	266	1.328
	Mediana	64	270	1.477
	Desvio padrão	5,9	103	696
	Mínimo	62	120	14
	Máximo	83	455	2.740
Tratamento	Média	70	223	1.453
	Mediana	69	161	1.317
	Desvio padrão	6,6	103	972
	Mínimo	60	97	57
	Máximo	83	523	4.881

Fonte: A autora.

As variações nos protocolos de segurança, nos equipamentos utilizados e na implementação de tecnologias avançadas, como sistemas de colimação aprimorados e modos de fluoroscopia de baixa dose, podem resultar em diferenças na dose ocupacional entre instituições (MOURA et al., 2015). A Tabela 9 apresenta os parâmetros registrados na Instituição II, permitindo uma análise comparativa entre as instituições avaliadas.

Tabela 9: Valores obtidos dos parâmetros da fluoroscopia e cinegrafia de irradiação na Instituição II.

Instituição II			
Parâmetros da fluoroscopia			
Tipo de procedimento	Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Tempo de fluoroscopia (min)
Diagnóstico	Média	67	14,4
	Mediana	66	12,1
	Desvio padrão	2,1	7,4
	Mínimo	64	5,9
	Máximo	71	32,8
Tratamento	Média	67	25,3
	Mediana	67	20,1
	Desvio padrão	4,1	15,2
	Mínimo	61	6,9
	Máximo	84	75,9
Parâmetros da CINE			
Tipo de procedimento	Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Número de imagens
Diagnóstico	Média	75,6	919
	Mediana	81	859
	Desvio padrão	6,5	598
	Mínimo	66,9	10
	Máximo	81	2.315
Tratamento	Média	76	1.116
	Mediana	81	793
	Desvio padrão	6,3	919
	Mínimo	63	132
	Máximo	88	4.629

Fonte: A autora.

Os valores obtidos nesta pesquisa são semelhantes aos reportados por Harbron et al. (2016), que destacaram a importância dos parâmetros técnicos, como tensão de operação (kV) e carga (mAs), em procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica, ressaltando o impacto desses parâmetros na dose de radiação absorvida pelos pacientes. Em sua revisão, observaram que as tensões de tubo mais frequentemente utilizadas variam entre 60 e 85 kV. No contexto de procedimentos de tratamento, os resultados encontrados são comparáveis aos de Sayed et al. (2012), que registraram valores típicos de tensão de tubo na faixa de 70 a 100 kV em procedimentos intervencionistas pediátricos.

Ao observar os parâmetros técnicos exibidos nas Tabelas 8 e 9, constata-se que esses valores são semelhantes entre os procedimentos de diagnóstico e tratamento realizados em cada equipamento avaliado. Com base nessa análise, as subseqüentes avaliações dos parâmetros P_{KA} e $K_{a,r}$ consideraram os dados das duas instituições de forma unificada, sendo segmentados apenas de acordo com o tipo de procedimento (diagnóstico ou tratamento).

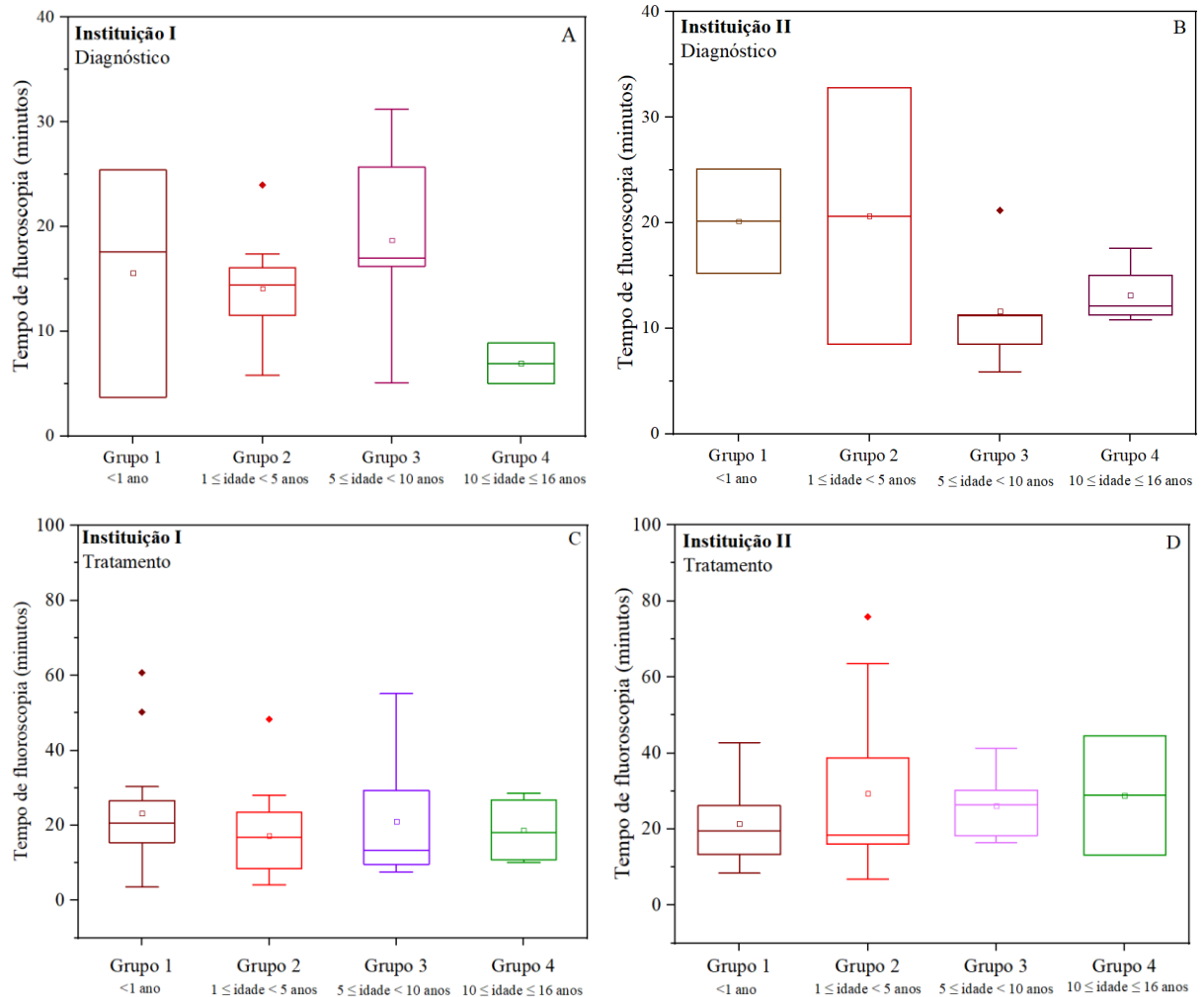
Os serviços cardiológicos pediátricos das duas instituições possuem um sistema de raios X biplano equipado com intensificadores de imagem, com uma câmera de transmissão de ionização, devidamente calibrada, integrada ao cabeçote do tubo de raios X, onde o colimador está localizado, para medir o produto kerma no ar.

Na Instituição I, o sistema foi configurado com protocolos específicos para exames pediátricos, utilizando diferentes modos de fluoroscopia (baixa, média e alta dose), selecionados de acordo com o peso do paciente (Card <6 kg; Card <20 kg). O sistema opera com uma taxa de 15 ou 30 pulsos por segundo, enquanto os modos de aquisição CINE estão configurados para 15 e 30 quadros por segundo. Os campos de visão mais utilizados eram de 16, 22 e 33 cm. A distância do isocentro ao chão foi mantida em 100 cm.

Na Instituição II, observou-se que o protocolo do equipamento já estava otimizado, com modos de fluoroscopia adaptados ao peso do paciente (Card <6 kg; Card <20 kg; Card <40 kg). O sistema foi configurado para operar com 7,5 pulsos por segundo e aquisição CINE com taxa de 7,5 quadros por segundo. Filtros adicionais de cobre (Cu), variando de 0,5 a 1,0 mm, também eram aplicados.

Para avaliar o impacto dessas medidas na prática cirúrgica, uma análise mais detalhada da distribuição do tempo de fluoroscopia foi realizada. A Figura 19 apresenta os valores adquiridos por faixa etária e tipo de procedimento, utilizando gráficos *box plot*. Nesses gráficos, as bordas inferiores e superiores do retângulo correspondem ao 1º e 3º quartis, respectivamente. A média dos valores é representada por um quadrado no interior do retângulo, enquanto a linha central indica a mediana. Os extremos do gráfico mostram os valores mínimos e máximos da distribuição, com os pontos fora desses limites sendo considerados *outliers*, representados por losangos (◊).

Figura 19 - Tempo de exposição para os diferentes grupos etários em procedimentos diagnósticos e de tratamento.



Fonte: A autora.

Na Figura 19-A, o tempo médio de fluoroscopia para o Grupo 2 é de 14,1 minutos, com um *outlier* de 24 minutos, referindo-se a um procedimento de cateterismo realizado por ambas as médicas. Nesse caso, o CATE foi inicialmente conduzido pela médica II e após 35 minutos, a médica I assumiu o procedimento, realizando as aquisições de imagem mais complexas. Na Figura B, o *outlier* representa um procedimento semelhante, com duração de 21,2 minutos, enquanto a média para o Grupo 3 é de 11,6 minutos. Neste caso, a médica II executou o cateterismo sob a supervisão da médica I, uma prática comum para que a segunda profissional adquira experiência em procedimentos de diagnósticos.

Na Figura C, referente à procedimentos de tratamento, na Instituição I e ao Grupo 1, foram identificados dois *outliers*. O primeiro corresponde a uma cirurgia de 164 minutos, dos quais 60,8 minutos envolveram fluoroscopia. Este procedimento foi realizado em duas etapas:

uma angioplastia com stent, seguida de uma valvoplastia pulmonar. O segundo *outlier* refere-se a um procedimento de colocação de stent no canal arterial, com duração total de 136 minutos, sendo 50,3 minutos de fluoroscopia. Ambos os procedimentos foram realizados conjuntamente pelas médicas. Ainda na Instituição I, no Grupo 2, o *outlier* refere-se a uma angioplastia com duração de 48,3 minutos, enquanto a média do grupo é de 17,2 minutos.

Por fim, na Figura D, o *outlier* representa um procedimento com 75,9 minutos de fluoroscopia, envolvendo um cateterismo cardíaco associado à oclusão de colaterais, cujo objetivo foi bloquear ramificações anômalas decorrentes de doenças cardíacas.

Na Tabela 10, são apresentados os valores de kV, mAs e tempo de fluoroscopia (TF), comparados com dados de outros estudos da literatura. Em todos os casos, os procedimentos analisados foram realizados em pacientes pediátricos.

Tabela 10: Valores médios, mínimo e máximo de TF, kV e mA: comparação entre dados da literatura e os obtidos neste estudo.

Autor	Tipo de procedimento pediátrico	Tempo de exame (min)	Tensão do tubo (kV)	Corrente (mA)
SONG et al. (2015)	PCA	11,1±10,3	65±5	-
SONG et al. (2015)	Valvoplastia pulmonar	11,0±5,6	65±5	-
PLOUSSI et al. (2021)	Diagnóstico	7,0 – 16,0	-	-
PLOUSSI et al. (2021)	Tratamento	11,0 – 18,9	-	-
SULIEMAN et al. (2020)	Cateterismo cardíaco	13,0 (1,4 – 54,8)	72,0 (62 – 125)	404,2 (160,0 – 898)
Este estudo	Diagnóstico	14,6 (3,7 – 32,8)	69,3 (64 – 83,2)	45 (2,7 – 165,8)
	Tratamento	21,8 (3,5 – 75,9)	68,3 (59,8 – 84,9)	46,98 (1,91 – 232,5)

PCA: Persistência do canal arterial.

Fonte: A autora.

Os procedimentos de tratamento tendem a ser mais longos que os diagnósticos, uma variação que é justificada por fatores como a complexidade do caso, o protocolo adotado e a experiência da equipe. A ampla variação no tempo de exposição reflete a complexidade inerente aos procedimentos intervencionistas realizados.

Além disso, a experiência do profissional tem um papel crucial na duração do procedimento. Conforme destacado por Paiva (2018), o tempo de fluoroscopia em procedimentos intervencionistas tende a diminuir com o aumento da experiência do cirurgião e o aprimoramento das técnicas. Neste estudo foi observado que cirurgiões mais experientes realizam os procedimentos com maior precisão e rapidez, resultando em menor exposição à

radiação. No presente estudo, a médica I possui cerca de 18 anos de experiência, enquanto a médica II tem pouco menos de 4 anos de atuação.

Os valores de tensão do tubo (kV) demonstram consistência entre os estudos analisados, sugerindo que os protocolos de imagem seguem uma faixa semelhante. A corrente do tubo (mA) apresenta similaridade entre as instituições avaliadas. Assim como no tempo de exame, a diversidade dos tipos de procedimentos e seus diferentes níveis de complexidade podem influenciar os valores de corrente observados.

4.1 DOSIMETRIA DE PACIENTES

Para a realização da estimativa da dose recebida pelos pacientes pediátricos, foram utilizadas as grandezas $K_{a,r}$ e P_{KA} , considerando as características específicas de cada procedimento e as condições de irradiação. Neste segmento, serão apresentados os resultados das avaliações durante os procedimentos diagnósticos e de tratamento, a partir dos intervalos etários definidos previamente.

4.1.1 Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação

A Tabela 11 apresenta os valores gerais obtidos durante o processo de monitoração, incluindo médias, medianas, 1º e 3º quartis de P_{KA} e $K_{a,r}$, segregados por tipo de cirurgia nas duas instituições.

Tabela 11: Valores médios, medianos, 1º quartil e 3º quartil do P_{KA} e $K_{a,r}$ para procedimentos diagnósticos e de tratamento.

	Instituição I			
	P_{KA} (Gy.cm ²)		$K_{a,r}$ (mGy)	
	Diagnóstico	Tratamento	Diagnóstico	Tratamento
Média	18,7	16,7	191,7	201,5
Mediana	13,4	8,2	138	145
1º quartil	10,6	4,6	95,2	97,1
3º quartil	24,3	20	224,5	267,5
	Instituição II			
	P_{KA} (Gy.cm ²)		$K_{a,r}$ (mGy)	
	Diagnóstico	Tratamento	Diagnóstico	Tratamento
Média	18,1	16	131,9	306,7
Mediana	9	9,7	111,4	230,7
1º quartil	6,2	3,9	73,8	116,3
3º quartil	12,3	18,6	141,4	389,3

Fonte: A autora.

A Tabela 12 apresenta uma comparação dos valores medianos de P_{KA} encontrados neste trabalho para procedimentos de tratamento com os dados disponíveis na literatura sobre procedimentos intervencionistas pediátricos.

Tabela 12: Comparação dos valores medianos de P_{KA} para procedimentos de tratamento (valores em Gy.cm²).

Faixa etária (anos)	Ubeda et al. (2020) n = 261	Ubeda et al. (2022) n = 968	Ishibashi et al. (2018) n = 132	Azcurra et al. (2023) n = 222	Asfora et al. (2024) n = 279	Este estudo n = 131
<1	2.1	1.9	5.2	3.7	3.8	4.7
1 até <5	4.7	2.6	12.3	5.3	8.3	10.6
5 até <10	6.3	3.6	7.3	10.9	9.0	16.9
10 até <16	13.6	11.5	25.5	12.9	11.1	33.3

n: Número de casos avaliados.
Fonte: A autora.

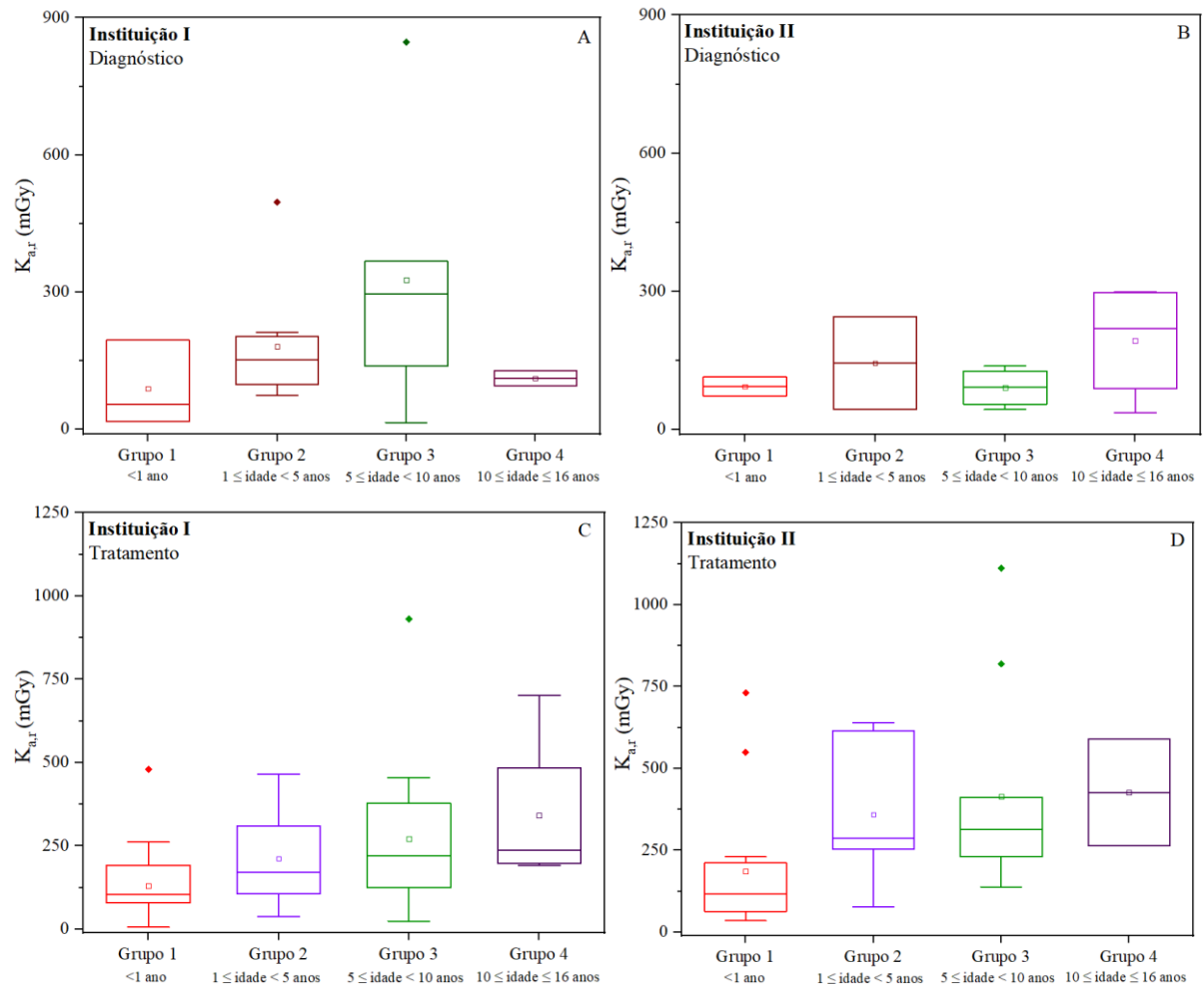
O número de amostras neste estudo é menor em comparação com outros trabalhos publicados, em virtude do escopo ampliado desta pesquisa. Enquanto estudos anteriores geralmente focam exclusivamente na avaliação da dose recebida pelos pacientes, baseada nos valores registrados nos relatórios fornecidos por cada equipamento, este trabalho também abrange a avaliação dos indivíduos ocupacionalmente expostos. Esse enfoque adicional requer uma metodologia mais complexa e detalhada, demandando maior tempo, uma vez que é necessário monitorar todo o processo cirúrgico.

Os valores de P_{KA} reforçam que há diferenças entre procedimentos, independentemente da faixa etária. A análise dos dados revela que os valores medianos observados são, em geral, superiores aos reportados nos estudos de Ubeda et al. (2020 e 2022), Azcurra et al. (2023) e Asfora et al. (2024), devido a variações nos protocolos de exposição, diferenças nos equipamentos utilizados, métodos distintos de monitoramento, variabilidade nos procedimentos avaliados, características anatômicas dos pacientes e o número de amostras coletadas. Esse resultado sugere uma possível exposição a doses de radiação mais elevadas para os pacientes nessas faixas etárias. Em comparação com o estudo de Ishibashi et al. (2018), os valores são inferiores, exceto na faixa etária de 5 até <10 e 10 até 16 anos. Os resultados mostram diferenças entre os grupos, ressaltando a necessidade de uma análise mais aprofundada que leve em conta o tipo de procedimento terapêutico realizado. Nesse contexto, é importante considerar a

diversidade das cardiopatias congênitas, o peso do paciente e nos parâmetros empregados nos procedimentos pediátricos.

A Figura 20 ilustra a variação dos valores de kerma ar no ponto de referência ($K_{a,r}$) para procedimentos diagnósticos e de tratamento, seguindo os mesmos intervalos etários.

Figura 20 - Valores de kerma no ar no ponto de referência dos quatro grupos etários.



Fonte: A autora.

Os *outliers* mais discrepantes apresentados na Figura 20-A correspondem a doses de 496 mGy e 847 mGy, ambos observados em procedimentos de cateterismo cardíaco. Na Figura 20-C, foram registrados valores de 480 mGy e 932 mGy, com um P_{KA} de 62,76 Gy.cm².

Na Figura 20-D, os valores mais elevados atingiram 1.111 mGy e 820,1 mGy, relacionados a procedimentos de oclusão de colaterais associados à angioplastia com stent e à correção de coarctação da aorta, respectivamente. O valor de 1.111 mGy esteve associado a um

procedimento com duração de 178 minutos, refletindo um tempo de fluoroscopia prolongado, fator diretamente responsável pela dose mais elevada observada.

Ao analisar os valores cumulativos de kerma no ar, nota-se que nenhum valor excedeu o nível de gatilho (3 Gy para pacientes adultos) para implementar o monitoramento clínico de potenciais lesões nocivas por radiação à pele (NCRP, 2010).

Atualmente, no Brasil, não há níveis de referência de dose (DRLs) específicos para procedimentos de cardiologia intervencionista pediátrica com base em levantamentos nacionais. No entanto, estudos preliminares, como o de Asfora et al. (2024), que analisou dados de centros hospitalares em diferentes regiões do país, representam um passo inicial para a definição de DRLs nacionais, alinhando-se a iniciativas internacionais. Diferenças significativas nos valores de PKA foram observadas entre procedimentos diagnósticos e terapêuticos. Embora a dose cumulativa de kerma no ar tenha permanecido abaixo do limite de lesão na maioria dos casos, um paciente ultrapassou esse valor, destacando a necessidade de otimização dos protocolos.

Procedimentos complexos em cardiologia intervencionista têm demonstrado doses relevantes tanto para a pele de adultos quanto para os órgãos e tecidos de crianças. Embora os efeitos clínicos de doses únicas de radiação na pele de adultos sejam amplamente documentados, dados equivalentes para a população pediátrica ainda são escassos na literatura (ICRP, 2013).

4.2 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

O uso adequado de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) e Equipamentos de Proteção Coletiva (EPCs) são fundamentais para a segurança dos profissionais envolvidos em procedimentos de intervenção cardíaca, considerando a exposição a doses potencialmente elevadas de radiação ionizante. Neste estudo, verificou-se uma adesão de 100% ao uso do conjunto de saia e blusa plumbífera, bem como do protetor de tireoide.

No entanto, não foi registrado o uso de óculos plumbíferos, cortina plumbífera ou anteparo móvel em nenhum dos procedimentos monitorados. Além disso, a ausência de outros acessórios de proteção sugere uma lacuna preocupante na adoção integral das medidas de radioproteção disponíveis.

Essa baixa adesão ao uso de EPIs e EPCs está relacionada à falta de disponibilidade desses itens nos hospitais, à dificuldade de incorporação na rotina clínica devido à falta de prática, e à resistência dos profissionais, muitas vezes por desconforto ou percepção de que seu

uso interfere na execução do procedimento. Esses resultados ressaltam a necessidade de ações educativas e estratégias de conscientização para incentivar a adesão ao uso completo dos equipamentos de proteção, reduzindo os riscos de exposição ocupacional.

Neste estudo, o termo Médica I refere-se à médica com maior experiência em intervencionismo cardíaco pediátrico, contando com aproximadamente 18 anos de atuação na área. Todas as menções a essa abreviação designam exclusivamente essa profissional. Da mesma forma, o termo Médica II identifica a segunda médica monitorada, que ainda está em fase de aprimoramento de suas técnicas intervencionistas. No entanto, em alguns casos, ela já possui experiência suficiente para realizar procedimentos de forma autônoma, sob supervisão, com pouco menos de 4 anos de atuação na especialidade em questão.

4.2.1 Doses no cristalino

A avaliação da dose ocupacional no cristalino durante procedimentos intervencionistas é relevante, dado o elevado nível de sensibilidade do tecido à radiação ionizante. O monitoramento contínuo das doses absorvidas é essencial para garantir que os limites recomendados pela ICRP e CNEN não sejam excedidos, possibilitando a identificação de potenciais riscos e a implementação de medidas de proteção adequadas.

A Tabela 13 apresenta os valores médios do equivalente de dose pessoal, Hp(3), comparando as doses absorvidas pelas médicas monitoradas em procedimentos diagnósticos e de tratamento.

Os resultados sugerem diferenças potenciais na proximidade ou posicionamento em relação à fonte de radiação. Na Instituição I, as discrepâncias nas doses de radiação são mais perceptíveis, o que reflete as variações nas práticas operacionais e no volume de amostras coletadas.

Em procedimentos de tratamento, na Instituição I, os valores médios de Hp(3) indicam que a médica II é submetida a doses superiores às da médica I. Essa diferença é justificada pelo fato de que a médica II conduz as etapas iniciais de todos os procedimentos terapêuticos, enquanto a médica I assume apenas as fases de maior complexidade. Na Instituição II, as doses são mais elevadas para a médica I, devido à maior complexidade das intervenções cirúrgicas realizadas.

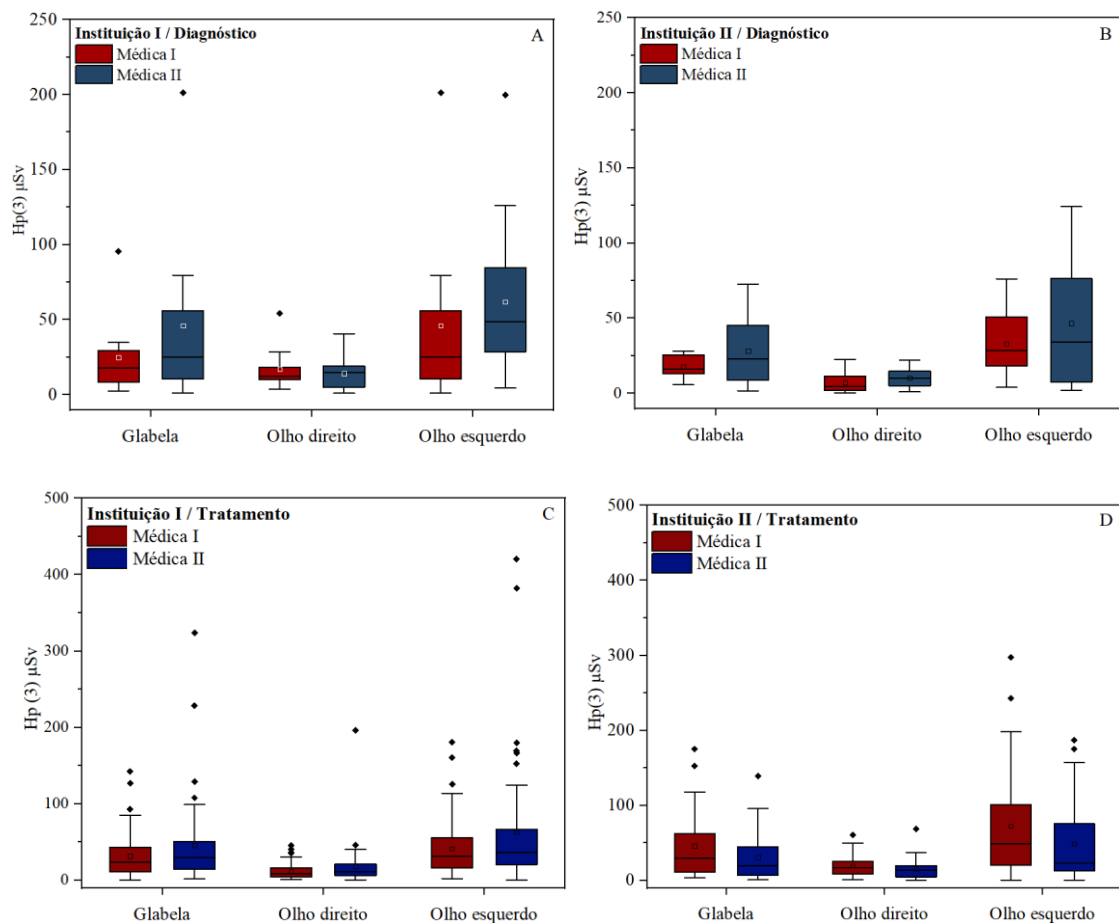
Tabela 13: Comparativo dos valores médios em Hp(3) entre as médicas monitoradas durante procedimentos diagnósticos e de tratamento.

Equivalente de dose pessoal (μSv) por procedimento				
Procedimentos diagnósticos				
Região monitorada	Instituição I		Instituição II	
	Médica I	Médica II	Médica I	Médica II
Olho direito	17,2 $\pm$ 15,8	14,1 $\pm$ 10,3	7,3 $\pm$ 7,6	10,3 $\pm$ 6,3
Glabela	25 $\pm$ 27	41,5 $\pm$ 31,3	17,7 $\pm$ 6,9	25,7 $\pm$ 22,8
Olho esquerdo	46 $\pm$ 59,8	61,9 $\pm$ 48,1	33,1 $\pm$ 21,9	45,3 $\pm$ 42,4
Procedimentos de tratamento				
Região monitorada	Instituição I		Instituição II	
	Médica I	Médica II	Médica I	Médica II
Olho direito	11,6 $\pm$ 10,2	18,1 $\pm$ 28,4	18,1 $\pm$ 14,7	14,7 $\pm$ 14,1
Glabela	31,2 $\pm$ 29,2	45,7 $\pm$ 57,4	43,6 $\pm$ 43,1	29 $\pm$ 33,1
Olho esquerdo	41 $\pm$ 37,6	63,1 $\pm$ 82,0	69 $\pm$ 71	48,7 $\pm$ 53,1

Fonte: A autora.

Para uma análise mais detalhada, a Figura 21 apresenta a distribuição dos valores de equivalente de dose pessoal, Hp(3), nas diferentes regiões monitoradas (glabela, olho esquerdo e olho direito) da médica I e II nas duas instituições avaliadas.

Figura 21 - Distribuição dos valores em Hp (3) em procedimentos diagnósticos e de tratamento.



Fonte: A autora.

Os *outliers* observados na Figura 21-A estão associados a procedimentos diagnósticos. Cirurgia realizada médica I, com duração de 113 minutos, resultando em uma dose de 201 μSv no olho esquerdo. Para a médica II o *outlier* refere-se a uma dose de 199 μSv na mesma região, recebida durante um CATE realizado de forma independente, no qual foram geradas 2.740 imagens, o maior número registrado na Instituição I. Ressalta-se que a média de imagens CINE na referida Instituição é de 1.327.

Verificou-se que a médica II desempenha um papel mais ativo na execução de procedimentos diagnósticos, como angiografias e estudos hemodinâmicos, na Instituição I. Dos 21 casos analisados, 11 foram conduzidos de forma independente pela médica II, um padrão também observado na Instituição II.

Nos procedimentos terapêuticos, observou-se uma variação nas doses entre as duas médicas, refletindo a complexidade das intervenções realizadas. A Instituição I apresentou maior dispersão nas medições em comparação à Instituição II. As doses mais elevadas foram registradas para a médica II, com valores de 420 μSv e 382 μSv . O primeiro valor, correspondente ao maior outlier do conjunto de dados, está relacionado a um procedimento híbrido de cateterismo cardíaco associado à correção de uma persistência do canal arterial (PCA), no qual a médica II conduziu integralmente o cateterismo. Já o segundo valor, também considerado outlier, refere-se a um procedimento diagnóstico semelhante, associado a uma valvoplastia pulmonar, igualmente realizado pela mesma profissional. A Figura 22 ilustra o posicionamento típico adotado em ambas as instituições avaliadas durante os procedimentos intervencionistas cardíacos pediátricos.

Figura 22 - Posicionamento adotado durante os procedimentos cirúrgicos.



Procedimentos diagnósticos: (A) Médica II; (B) Profissional da enfermagem.
Procedimentos de tratamento: (A) Médica I; (B) Médica II; (C) Técnico de radiologia.

Fonte: A autora.

A Tabela 14 compara os valores médios de Hp(3) obtidos neste estudo com os resultados reportados em trabalhos anteriores da literatura para procedimentos similares nas duas instituições. Nenhuma das referências mencionadas aborda especificamente o uso de barreiras de proteção, como acessórios nos equipamentos ou o uso de óculos plumbíferos pelos membros da equipe médica.

Tabela 14: Valores mínimos e máximos em Hp(3) da médica I em procedimentos mistos (diagnóstico e tratamento) reportados na literatura e neste trabalho.

Publicação	Tipo de procedimento	Dose da lente do olho por procedimento (μSv)
Vaño et al. (2009)	IC pediátrico	21–210
Ubeda et al. (2016)	IC pediátrico	0,20–116
Este estudo (Inst. I)	IC pediátrico	1,18–201
Este estudo (Inst. II)	IC pediátrico	0,39–297

Fonte: A autora.

No estudo de Barbosa et al. (2018), investigou-se a ocorrência de opacidade do cristalino em cardiologistas intervencionistas e profissionais de hemodinâmica no Brasil. A pesquisa avaliou 112 voluntários, com idade média de $44,95 \pm 10,23$ anos, e 88 voluntários, cuja idade média foi de $48,07 \pm 12,18$ anos. Os resultados indicaram uma maior prevalência de catarata entre os profissionais expostos à radiação ionizante, sendo a opacidade na região posterior do cristalino o achado mais comum entre os trabalhadores.

Neste trabalho, ao estimar o número máximo de procedimentos mensais, foram consideradas as doses médias combinadas referentes a cirurgias diagnósticas e de tratamento nas duas instituições, com foco na exposição do olho esquerdo. Constatou-se que a médica I recebe uma dose média de $189 \mu\text{Sv}$ por procedimento, enquanto a médica II recebe $219 \mu\text{Sv}$. Considerando o limite anual de 20 mSv para a dose no cristalino, conforme as diretrizes estabelecidas pela NN 3.01 da CNEN (2024), estima-se que, com uma média de 20 procedimentos mensais, a médica I acumularia aproximadamente 45 mSv ao final de um ano, e a médica II atingiria 52 mSv . Esses valores são maiores que o limite anual de 20 mSv , evidenciando a necessidade de implementar medidas adicionais de proteção radiológica.

Conforme a Diretiva 2013/59/EURATOM do Conselho EURATOM, que estabelece normas de segurança e proteção contra os riscos resultantes da exposição a radiações ionizantes, trabalhadores expostos a uma dose equivalente superior a 15 mSv por ano para o cristalino são classificados como pertencentes à categoria A. Sendo assim, os Estados-Membros devem garantir que esses trabalhadores sejam monitorados de forma sistemática, com base em medições individuais realizadas por serviços de dosimetria. Dessa forma, os valores anuais

extrapolados da dose no cristalino identificados neste estudo, superiores a 15 mSv/ano, destacam a necessidade de monitoramento individual (EURATOM, 2013).

Os resultados desta análise estão dentro do mesmo intervalo de dose apresentado por Morcillo et al. (2021), que investigaram a exposição à radiação durante procedimentos pediátricos em um departamento de radiologia intervencionista. O estudo relatou que as doses anuais acumuladas no olho esquerdo dos radiologistas, sem proteção de óculos de chumbo, variaram entre 21 e 61 mSv. Além disso, os procedimentos pediátricos, resultaram em doses equivalentes por procedimento de 4,1 a 4,5 vezes maiores em comparação com procedimentos em adultos.

Estudos mais recentes, como o de D'Alessio et al. (2023), destacam que a forma mais eficaz de proteção para os profissionais expostos é o uso de visores que cobrem toda a face. Quando se opta pelo uso de óculos, é essencial que estes também ofereçam proteção lateral adequada. Ressalta-se que, no presente estudo, não foi utilizada nenhuma proteção específica para o cristalino pelas profissionais avaliadas.

4.2.2 Dose nas extremidades

A Tabela 15 apresenta os resultados das médias obtidas em Hp(0,07), que corresponde ao equivalente de dose pessoal, para a avaliação da exposição ocupacional em tecidos sensíveis, como a pele.

Tabela 15: Média e desvio padrão associado aos valores em Hp (0,07) por procedimento.

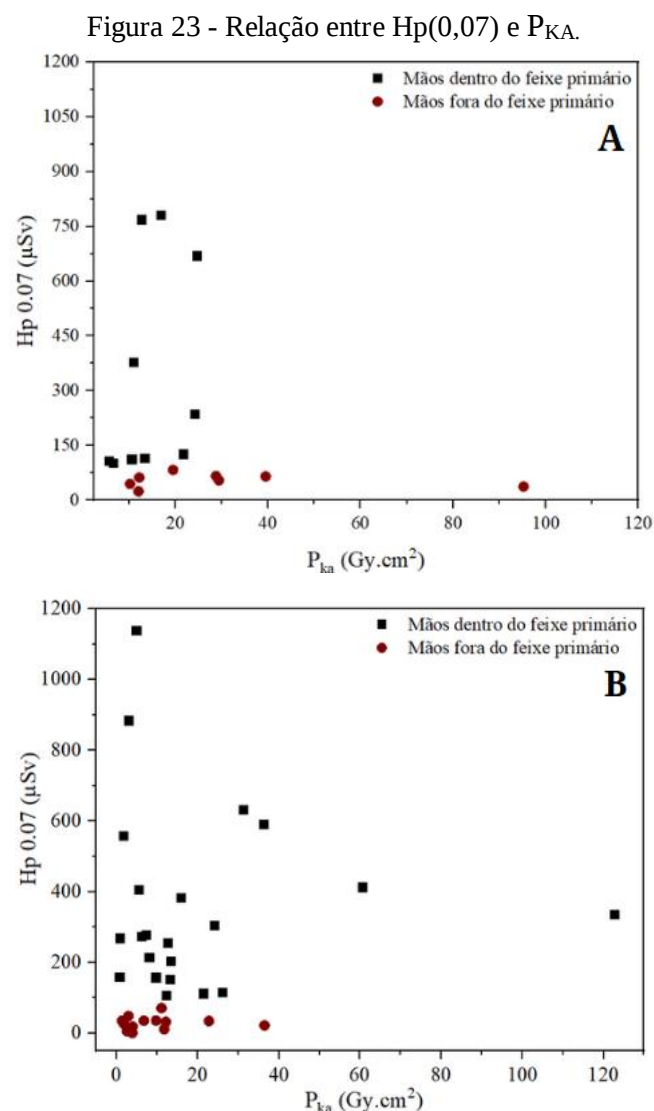
	Médica I		Médica II	
Diagnóstico	Mão direita (μSv)	Mão esquerda (μSv)	Mão direita (μSv)	Mão esquerda (μSv)
Instituição I	15,8 ± 15,2	91,6 ± 123,1	38,8 ± 88,8	212,9 ± 256,9
Instituição 2	39,9 ± 59,7	86,2 ± 97,2	20,4 ± 14,1	77,4 ± 62,3
	Médica I		Médica II	
Tratamento	Mão direita (μSv)	Mão esquerda (μSv)	Mão direita (μSv)	Mão esquerda (μSv)
Instituição I	61,1 ± 124,3	153,7 ± 210	50 ± 105,2	200,1 ± 231
Instituição 2	62,7 ± 69,4	237,8 ± 263	63,5 ± 127,6	116,2 ± 164,4

Fonte: A autora.

As maiores médias de exposição na Instituição I foram registradas durante os procedimentos diagnósticos realizados pela médica II. Já na Instituição II, os valores mais elevados foram observados na médica I, durante os procedimentos terapêuticos. Em ambos os contextos, a mão esquerda foi a região corporal com maior exposição à radiação, o que se

justifica pela proximidade das profissionais em relação ao tubo de raios X durante a execução das intervenções. Esse padrão é comum entre cirurgiões intervencionistas destros, uma vez que a mão direita é predominantemente utilizada para manipular o cateter, enquanto a mão esquerda permanece mais próxima da fonte de radiação. O posicionamento do operador em relação ao equipamento de raios X é, portanto, um fator determinante para a dose recebida nas mãos.

A Figura 23 ilustra a correlação entre a dose recebida na mão esquerda e o P_{KA} durante os procedimentos diagnósticos, sendo as informações organizadas em dois grupos, com base na exposição da mão mais exposta (esquerda) dentro e fora do feixe primário.



- A) Relação de $H_p(0,07)$ e P_{KA} da médica II em procedimentos diagnósticos na Instituição I.
B) Relação de $H_p(0,07)$ e P_{KA} da médica I em procedimentos de tratamento na Instituição II.

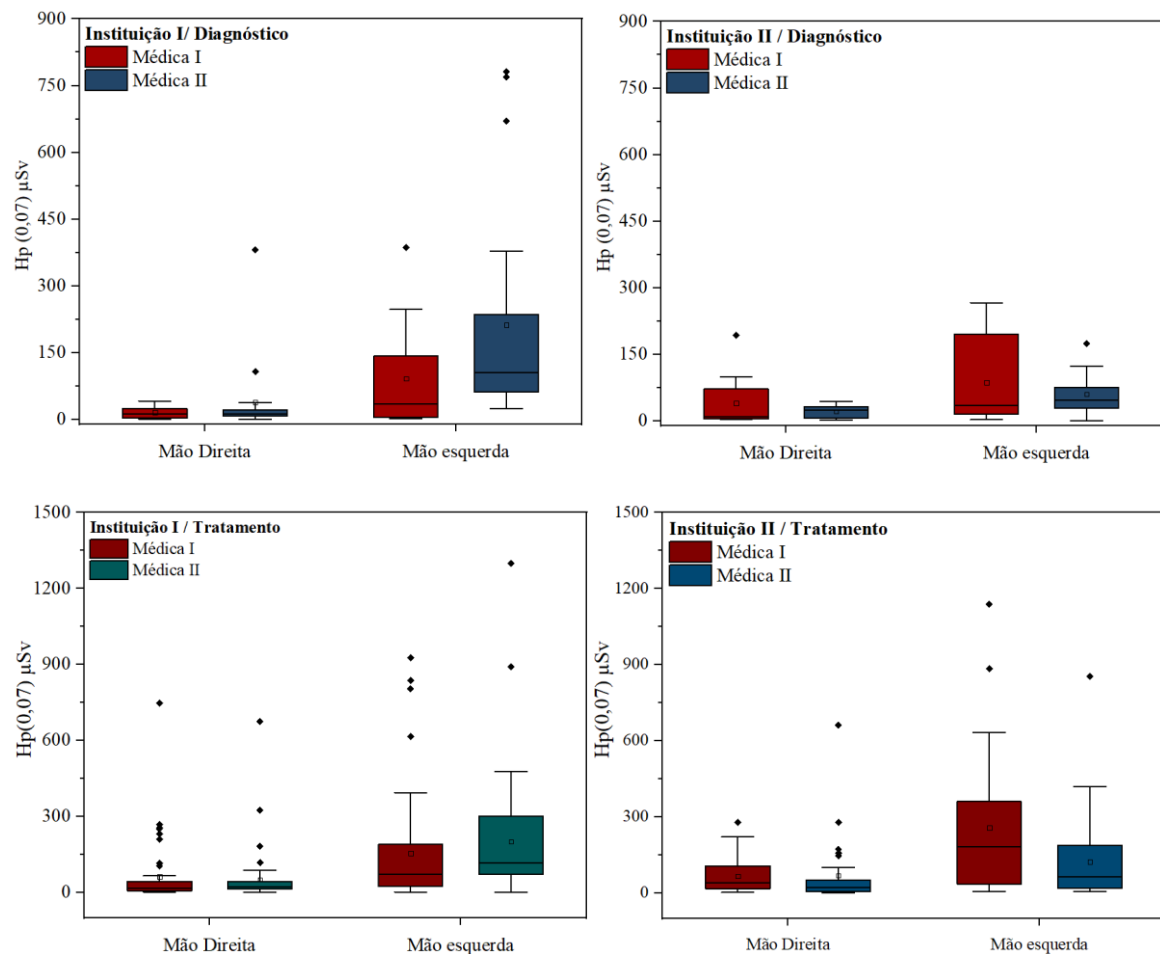
Fonte: A autora.

Os casos de exposição direta ao feixe primário resultaram, como esperado, em doses mais elevadas, mesmo quando associados a valores baixos de P_{KA} , evidenciando a falta de correlação entre o valor de P_{KA} e a dose recebida pelas mãos. Por outro lado, quando as mãos permaneceram fora do feixe primário, os valores de $H_p(0,07)$ permaneceram baixos, mesmo em procedimentos com P_{KA} elevado, chegando a até $100 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Esse padrão também foi identificado para a médica I: na maioria dos casos, quando as mãos não estavam diretamente no feixe primário, as doses registradas foram baixas ($<50 \mu\text{Sv}$). Por outro lado, quando houve exposição direta ao feixe, observou-se uma maior variação nas doses, com alguns valores ultrapassando $600 \mu\text{Sv}$ — mesmo em situações em que o P_{KA} registrado no paciente foi relativamente baixo ($<20 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$).

A Figura 24 apresenta a distribuição dos valores de equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, nas mãos esquerda e direita (dedos médios) da médica I e II, nas duas instituições avaliadas, tanto para procedimentos diagnósticos quanto para os de tratamento.

Figura 24 - Distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ em procedimentos diagnósticos e de tratamento.



Fonte: A autora.

Os gráficos apresentam pontos discrepantes, especialmente na mão esquerda, sendo atribuídos a fatores como, o uso prolongado da fluoroscopia, variações na complexidade dos procedimentos de tratamento e as diversas angulações do equipamento durante as cirurgias.

Nos procedimentos diagnósticos, para a médica I foi observado a dose máxima de 386,37 μSv na Instituição I e 266,46 μSv na Instituição II. Para a médica II, as doses máximas foram de 780,83 μSv na Instituição I e 174,92 μSv na Instituição II.

Em procedimentos de tratamento, a dose máxima para a médica I foi de 925 μSv na Instituição I e 1.138 μSv na Instituição II, enquanto para a médica II, foram de 1.298 μSv na Instituição I e 854 μSv na Instituição II.

Não foram encontradas na literatura doses por procedimento na mão esquerda de médicos durante procedimentos de intervencionismo cardíaco em pacientes pediátricos.

Neste estudo, constatou-se que a exposição das mãos ao feixe primário, evidenciada pela sua presença no campo de visão, resultou em doses superiores a 100 μSv nas extremidades. A mão esquerda da médica I esteve interposta em 48% dos procedimentos, enquanto a mão esquerda da médica II foi exposta ao feixe primário em 50% dos procedimentos monitorados. A Tabela 16 apresenta a distribuição percentual das exposições entre os membros monitorados, considerando as duas instituições avaliadas.

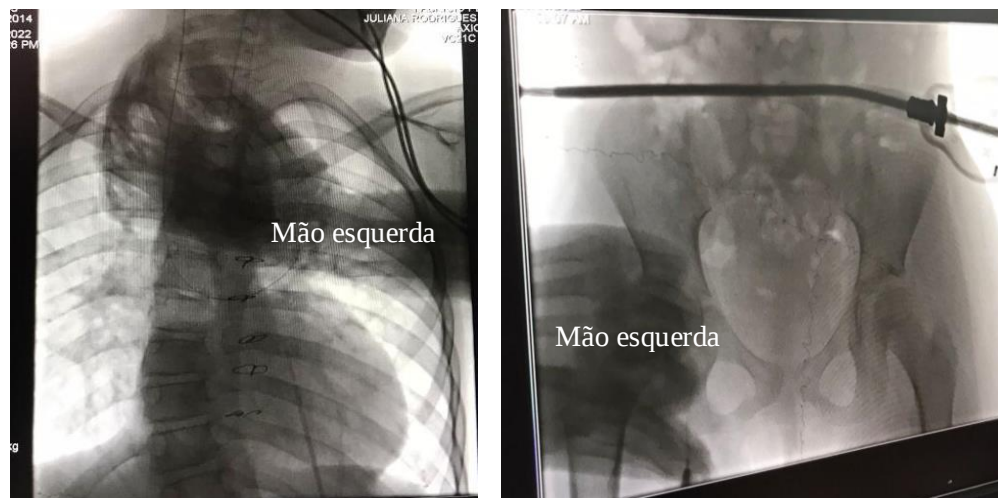
Tabela 16: Percentual geral da interposição de mãos ao feixe primário de radiação (%).

	Mão direita		Mão esquerda		Ambas as mãos	
	Diagnóstico	Tratamento	Diagnóstico	Tratamento	Diagnóstico	Tratamento
Médica I	8,5	18,1	22,8	48,4	8,5	19,1
Médica II	5,7	11,1	45,7	50,5	5,7	11,1

Fonte: A autora.

A Figura 25 ilustra a interposição da mão esquerda durante um procedimento de CATE na Instituição I, tendo duração de 77 minutos e envolveu a aquisição de 1.542 imagens. Foi registrado um valor de 768 μSv para a mão esquerda da médica II, evidenciando a exposição ao feixe primário de radiação.

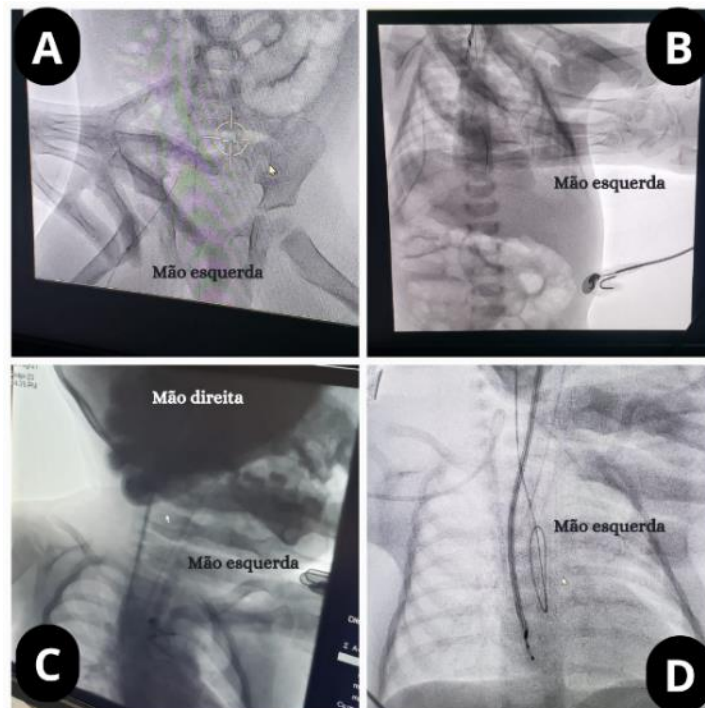
Figura 25 - Interposição da mão esquerda da médica II em procedimentos diagnósticos



Fonte: A autora.

Nos procedimentos de tratamento, os *outliers* identificados estão diretamente associados ao grau de complexidade cirúrgica e à gravidade do estado do paciente. Em ambas as instituições, foram registradas doses superiores a 1.000 μSv por procedimento. A Figura 26 apresenta imagens que também ilustram a interposição das mãos. Nesse caso, trata-se apenas da médica I durante diferentes tipos de procedimentos de tratamento.

Figura 26 - Interposição de mãos da médica I em procedimentos de tratamento durante a fluoroscopia.



Fonte: A autora.

As Imagens 26-A e 26-B foram obtidas durante procedimentos realizados na Instituição I em pacientes menores que 1 ano. Na cirurgia referente à imagem A, foram observadas doses de 925 μSv na mão esquerda e 747 μSv na mão direita. Na imagem B, a mesma médica realizou predominantemente o procedimento, recebendo uma dose de 615 μSv na mão esquerda. Durante as cirurgias, é observada a interposição da mão esquerda em diversos momentos, o que resulta em uma maior exposição a essa extremidade.

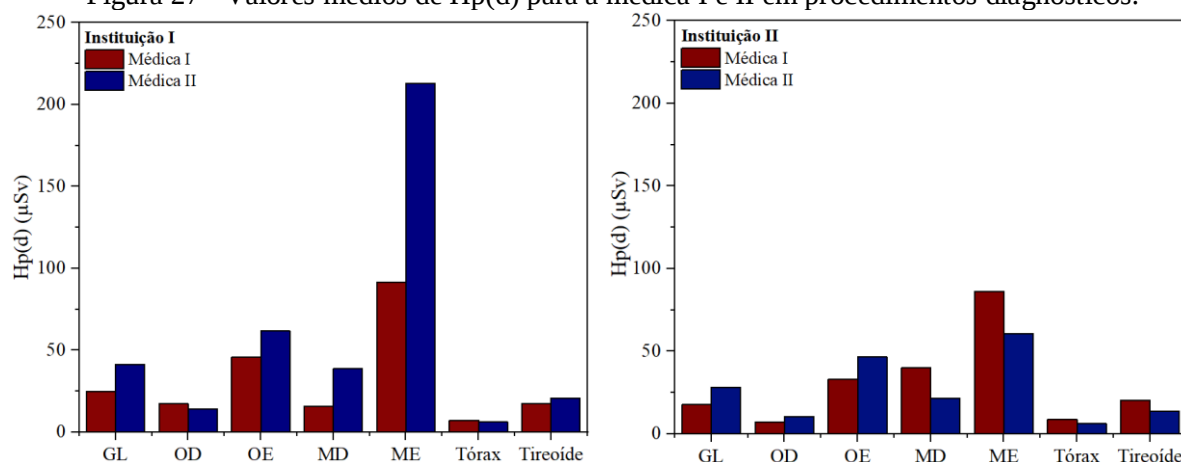
As Figuras 26-C e 26-D foram obtidas durante procedimentos realizados na Instituição II. Na imagem C, a cirurgia foi conduzida exclusivamente pela médica I, acarretando a profissional uma dose de 1.138 μSv na mão esquerda. A interposição da mão direita também foi observada. Por fim, na imagem D o procedimento foi realizado em 77 minutos, em um recém-nascido. A profissional foi responsável por todas as etapas do procedimento, prática que também é observada em todos os casos de pacientes em estado grave e nas intervenções mais complexas dos procedimentos de tratamento, em todas as faixas etárias monitoradas.

Um estudo conduzido por Hiswara et al. (2022) avaliou doses em Hp(0,07) durante procedimentos de CA (angiografia coronária) e ICP (intervenção coronária percutânea). Os resultados mostraram que, para a angiografia coronária, a dose média foi de 93 a 93,5 μSv , enquanto, para a intervenção coronária percutânea, variou de 88,0 μSv a 180,3 μSv .

Embora alguns autores reportem que a redução da dose nas mãos pode ser alcançada pelo uso de luvas plumbíferas (TEFERA et al., 2020; SMITH et al., 2023), no contexto da pediatria, o tamanho reduzido dos pacientes limita a eficácia do uso dessas luvas. O emprego desses EPIs pode elevar o tempo de fluoroscopia devido à redução da sensibilidade tátil do cirurgião e as luvas podem induzir o sistema de controle automático de exposição a ajustar os parâmetros de irradiação, caso a mão protegida seja interposta no feixe de raios X, aumentando a dose tanto para o paciente quanto para o profissional envolvido. Desta forma, a proteção das mãos do cirurgião pode ser alcançada mantendo-as fora do feixe e utilizando telas plumbíferas suspensas no teto (VASSILEVA et al., 2020).

Os valores médios de Hp(d) para as diversas regiões do corpo da médica I e II durante procedimentos de intervencionismo cardíaco pediátrico em cirurgias diagnósticas estão apresentados na Figura 27, de acordo com cada instituição.

Figura 27 - Valores médios de Hp(d) para a médica I e II em procedimentos diagnósticos.



GL: glabella; OD: olho direito; OE: olho esquerdo; MD: mão direita; ME: mão esquerda.

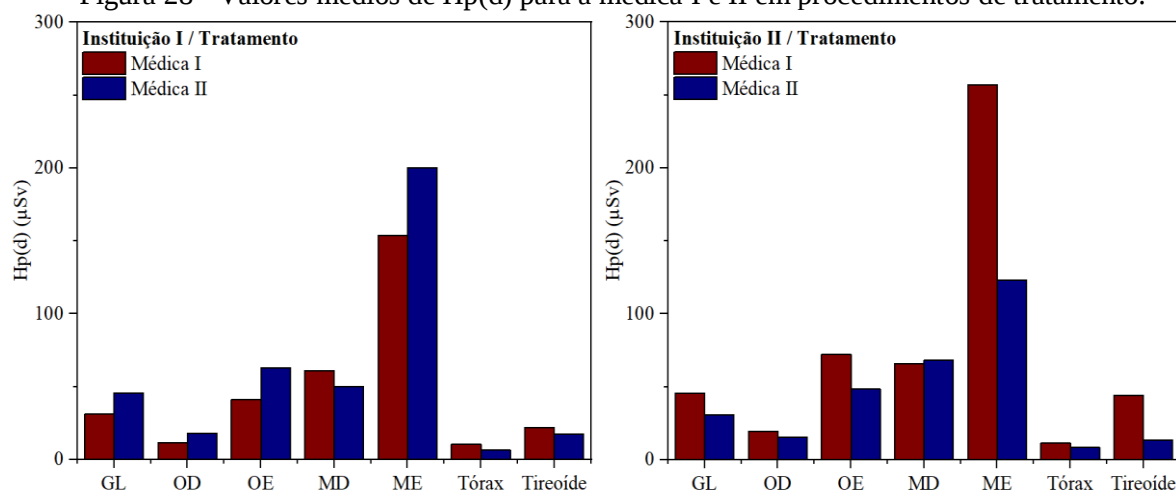
Fonte: A autora.

A análise das doses de Hp(0,07) nas duas instituições revelou que, na Instituição I, a médica II apresentou as maiores doses na maioria das regiões monitoradas, exceto no olho direito e no tórax, onde a médica I foi mais exposta. Esses resultados para a segunda profissional estão diretamente relacionados ao seu posicionamento em relação ao tubo de raios X e à sua menor experiência em procedimentos intervencionistas cardíacos, o que contribuiu para o aumento das doses durante os procedimentos diagnósticos.

Na Instituição II, a médica I apresentou doses mais elevadas de Hp(0,07), com exceção das regiões do olho esquerdo e da glabella, onde a médica II registrou valores superiores. Adicionalmente, foi constatado que as doses recebidas na região dos olhos foram semelhantes entre as duas médicas, devido à proximidade física durante os procedimentos, que ocorriam em áreas com diferentes níveis de radiação espalhada ao redor do paciente.

É importante salientar que nenhuma das profissionais utilizou óculos plumbíferos durante as intervenções, o que contribuiu para os níveis de exposição observados na região ocular, aumentando assim o risco de doses mais elevadas nos olhos. A Figura 28 apresenta os valores médios de Hp(d) para os diferentes pontos anatômicos da médica I e II durante os procedimentos de tratamento.

Figura 28 - Valores médios de Hp(d) para a médica I e II em procedimentos de tratamento.



GL: glabella; OD: olho direito; OE: olho esquerdo; MD: mão direita; ME: mão esquerda.

Fonte: A autora.

Nos procedimentos de tratamento, é possível identificar distintos padrões de exposição entre as duas instituições avaliadas. Na Instituição I, a médica II apresentou doses superiores em diversas regiões monitoradas, com destaque para o olho esquerdo e a mão esquerda, onde os valores foram mais elevados em comparação à médica I. Esta, por sua vez, registrou doses maiores nas regiões do tórax e do olho direito.

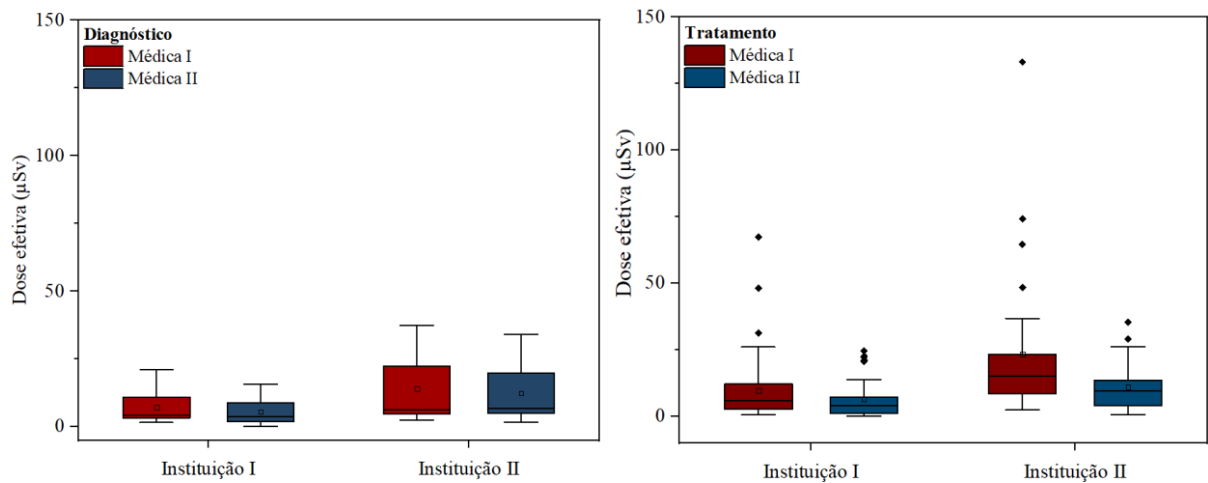
Observa-se que, em 62,5% dos casos avaliados, os procedimentos cirúrgicos foram realizados em caráter híbrido. Nesses casos, o procedimento iniciava-se com o cateterismo cardíaco, realizado exclusivamente pela médica II, seguido pela intervenção terapêutica para o tratamento de determinada cardiopatia, conduzida pela médica I. Durante essa segunda etapa, a mesma assumia as intervenções e as exposições mais complexas.

Já na Instituição II, a médica I recebeu as doses mais elevadas na maioria das regiões monitoradas, com destaque para o lado esquerdo do corpo, onde a diferença em relação à médica II foi mais acentuada. Além disso, nessa Instituição, a profissional era responsável por todas as etapas cirúrgicas e foi observado um grau de complexidade cirúrgica maior, com procedimentos que variavam de 31-257 minutos.

4.2.3 Dose efetiva

Para estimar os riscos de efeitos estocásticos, como o desenvolvimento de câncer, associados à exposição à radiação, foi utilizada a dose efetiva das profissionais avaliadas com base no algoritmo proposto por von Boetticher et al. (2010). Os resultados estão apresentados na Figura 29.

Figura 29 - Distribuição dos valores de dose efetiva para médica I e II durante procedimentos diagnósticos e de tratamento.



Fonte: A autora.

O maior valor de dose efetiva registrado foi atribuído à médica I na Instituição II, com um total de 133,1 μSv , durante uma cirurgia que durou 169 minutos. Esse procedimento envolveu um cateterismo combinado com uma angioplastia, caracterizado por alta complexidade e prolongado tempo de exposição, o que contribuiu para o aumento da dose recebida pela profissional.

A dose ocupacional pode variar, mesmo em procedimentos do mesmo tipo, em função de diferentes parâmetros técnicos, como a tensão (kVp), a corrente (mA), o tempo de exposição, a complexidade do procedimento e as condições do paciente. A principal fonte de exposição ocupacional em procedimentos intervencionistas é a radiação espalhada pelo paciente, cuja intensidade é diretamente proporcional à tensão aplicada no tubo de raios X, impactando, assim, a dose recebida (KO et al., 2018).

Pacientes mais velhos tendem a apresentar volumes corporais maiores, o que pode resultar em uma maior dispersão da radiação. Essa dispersão favorece uma distribuição mais ampla da radiação no corpo, potencialmente aumentando a absorção nos tecidos. Contudo, esse fenômeno também pode contribuir para uma redução nas doses ocupacionais, uma vez que a radiação se espalha por uma área maior, diminuindo a exposição direta aos profissionais de saúde (FUSTER et al., 2016; SANTOS et al., 2018).

Com base nos valores médios de dose efetiva obtidos neste estudo para as duas instituições e considerando o limite anual de 20 mSv para indivíduos ocupacionalmente expostos, conforme estabelecido pela CNEN (2024), estima-se que, ao realizar 20

procedimentos mensais, a dose efetiva anual projetada, seria de 12,90 mSv/ano para a médica I (cerca de 64,48% do limite anual) e 8,14 mSv/ano para a médica II (equivalente a 40,69% do limite anual).

Esses valores são superiores aos reportados por Ploussi et al. (2021), que, em um estudo sobre a exposição à radiação em procedimentos intervencionistas pediátricos, identificaram doses efetivas médias de 14,3 mSv/ano para valvoplastia aórtica e 6,20 mSv/ano para valvoplastia pulmonar.

Chida et al. (2013) relataram doses anuais para trabalhadores de cardiologia diagnóstica de adultos variando entre $3,0 \pm 1,5$ mSv/ano e 19 ± 12 mSv/ano para procedimentos intervencionistas em adultos.

Considerando que as médicas realizam exclusivamente procedimentos pediátricos, os resultados deste estudo sugerem que uma carga de trabalho de 20 procedimentos mensais contribui de forma considerável para a dose total recebida pelos profissionais de saúde, destacando a importância de estratégias de proteção radiológica para minimizar os riscos ocupacionais.

As estimativas de dose efetiva estão sujeitas a incertezas consideráveis. As doses recebidas pelos operadores podem variar amplamente, de 100 a 1.000 vezes, para o mesmo tipo de procedimento, devido a fatores como tecnologia dos equipamentos, características do paciente, habilidades do operador, uso de blindagem e os métodos empregados para calcular a dose efetiva (MOURA, 2015).

Diversos tipos de escudos de proteção são utilizados em cardiologia intervencionista, incluindo escudos de acrílico de chumbo montados no teto, cortinas de borracha fixadas na mesa e escudos autônomos que protegem diferentes partes do corpo.

A eficácia dos escudos na atenuação da radiação espalhada varia conforme a geometria do feixe. No entanto, de modo geral, esses escudos podem reduzir entre 93% e 96% da radiação retroespalhada e entre 83% e 85% da radiação transmitida através do paciente (BIENERT, 2016; MEDEIROS, 2015). É importante destacar que, nas duas instituições avaliadas, esses acessórios de proteção não são utilizados, apesar de estarem disponíveis no serviço. Além disso, observa-se a ausência do uso de dosímetros obrigatórios para monitoração individual durante as práticas cirúrgicas.

5 CONCLUSÃO

A avaliação das doses em pacientes e das doses ocupacionais em procedimentos intervencionistas cardíacos pediátricos, realizada neste estudo, permitiu concluir que:

1. Os parâmetros indicados pelo equipamento em tempo real, como o $K_{a,r}$, podem ser empregados pelos profissionais durante os procedimentos para ajustar a técnica, sempre que possível, reduzindo as doses administradas aos pacientes. Com os valores de $K_{a,r}$, distância do feixe (SID) e campo de visão (FoV), disponibilizados no relatório final, é viável calcular o P_{KA} , que se configura como um indicador crucial para a avaliação de efeitos estocásticos.
2. Na análise dos valores médios das doses recebidas durante procedimentos diagnósticos e de tratamento, considerando o limite anual de 20 mSv para a dose equivalente no cristalino (CNEN, 2024), na Instituição I, a médica I pode realizar aproximadamente quatro procedimentos por semana sem exceder esse limite, enquanto a médica II pode realizar até três cirurgias.
3. Observou-se também que a utilização de dosímetros adicionais pode contribuir para uma estimativa mais precisa da dose ocupacional no cristalino durante procedimentos intervencionistas. No entanto, foi constatada a ausência de adesão ao uso obrigatório dos dosímetros individuais de tórax nas duas instituições analisadas, evidenciando a importância de promover maior conscientização e cumprimento das normas de proteção radiológica.
4. Observou-se que, em mais de 50% dos procedimentos monitorados, houve interposição da mão esquerda no feixe primário por pelo menos uma das duas profissionais, indicando que as médicas frequentemente expõem esse membro a riscos evitáveis.
5. Em termos de dose efetiva, ao realizar 20 procedimentos mensais, estima-se que a dose efetiva anual resultaria em aproximadamente 12,90 mSv/ano para a médica I e 8,14 mSv/ano para a médica II.
6. Este estudo revelou que as doses anuais extrapoladas de dose efetiva e de cristalino para as duas médicas monitoradas excederam os limites estabelecidos para a classificação na categoria A. Conforme a Diretiva 2013/59/EURATOM, é atribuída a trabalhadores que estão expostos a riscos de radiação significativos e cujas doses de radiação ultrapassam certos limites de segurança. Especificamente, os valores definidos para essa categoria são superiores a 6 mSv para a dose efetiva anual e 15 mSv para a dose recebida pelo cristalino. Esses limites visam garantir que os trabalhadores expostos a radiação sejam monitorados adequadamente e que a exposição seja mantida dentro de níveis que minimizem riscos à saúde.

Os resultados deste estudo ressaltam a necessidade urgente de implementar medidas eficazes para reduzir a exposição ocupacional, contribuindo para práticas intervencionistas mais

seguras. Conclui-se que é indispensável estabelecer um protocolo de otimização voltado para a redução das doses de radiação recebidas por pacientes e profissionais, além de prolongar a vida útil dos equipamentos e ampliar a capacidade anual de realização de procedimentos de maneira segura. Adicionalmente, destaca-se a importância da criação de programas contínuos de educação e treinamento para os profissionais envolvidos, visando não apenas a segurança, mas também a otimização das doses, garantindo qualidade e eficiência no cuidado oferecido.

TRABALHOS PUBLICADOS:

ASFORA, Viviane K.; FREITAS, Marcelo B. ; MEDEIROS, Regina B. ; SCHELIN, Hugo R. ; YAGUI, Akemi; OLIVEIRA, MARCUS V. L. ; LEITE, LUIZ M. S. A. ; LOPEZ, GUILLERMO A. ; ROBERTO, MARYANNA R. S. ; GAGETTI, FABIO L. ; SOUZA, PABLO H. O. ; VARGAS, BRUNA ; DENYAK, VALERIY V. ; KHOURY, HELEN J. . An Approach to Establishing Diagnostic Reference Levels in Interventional Pediatric Cardiology from Different Regions of Brazil. **Children-Basel** , v. 11, p. 200, 2024.

ROBERTO, M. R., LEITE, L. M., CRUZ, A. R., KHOURY, H., DE BARROS, V. S., NEVES, J. R., ASFORA, V. K. (2024). Medical staff dose estimation during pediatric cardiac interventional procedures. **Journal of Radiological Protection**, 44(2), 021516.

REFERÊNCIAS

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC Nº 661, de 9 de março de 2022. Publicado em: **Diário Oficial da União**, 16 mar. 2022. Edição: 51, Seção: 1, Página: 107.

ASFORA, V.K.; FREITAS, M.B.; MEDEIROS, R.B.; SCHELIN, H.R.; YAGUI, A.; OLIVEIRA, M.V.L.; LEITE, L.M.S.A.; LOPEZ, G.A.; ROBERTO, M.R.S.; GAGETTI, F.L.; et al., An Approach to Establishing Diagnostic Reference Levels in Interventional Pediatric Cardiology from Different Regions of Brazil. **Children** 2024, 11, 200. <https://doi.org/10.3390/children11020200>

AZCURRA, Patricia; LEYTON, Fernando; LUCINI, Victorio; RIVAROLA, Marcelo; TRENTACOSTE, Luis; MARQUES, Adela; CHIABRANDO, Juan; SEROPIAN, Ignacio; MUNDO, Nicolas; UBEDA, Carlos; AGATIELLO, Carla. Local diagnostic reference levels for pediatric interventional cardiology procedures in Argentina. **Children**, [S. l.], v. 10, n. 12, p. 1877, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/children10121877>.

BALTER, S. Stray radiation in the cardiac catheterization laboratory. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1–2, p. 183–188, 2001a.

BALTER, S. Methods for measuring fluoroscopic skin dose. **Pediatric Radiology**, v. 36, n. 2, p. 136–140, 2006.

BALTER, S. Capturing patient doses from fluoroscopically based diagnostic and interventional systems. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 535–540, 2008a.

BAPTISTA, Mariana Isabel Seita. Avaliação da exposição à radiação ionizante de profissionais e pacientes em procedimentos de Cardiologia de Intervenção. **Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica**, [S. l.], p. 1/122. 2011.

BARBOSA, Adriano Henrique Pereira; MEDEIROS, Regina Bitelli; CORPA, Adriana Maria Rodrigues; HIGA, Fabiana Shinzato; SOUZA, Marco Túlio De; BARBOSA, Patrícia Lopes; MOREIRA, Antônio Carlos; QUADROS, Alexandre Shaan De; LEMKE, Viviana De Mello Guzzo; CANTARELLI, Marcelo José De Carvalho. Prevalence of Lens Opacity in Interventional Cardiologists and Professional Working in the Hemodynamics in Brazil. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**: 1,4500, v.112, p.392 - 399, 2019.

BIENERTA, Igor Ribeiro de Castro; FERREIRA JR., Luiz Carlos; SILVA, Paulo André da; MIWA, Daniela Tomie Kasama; FLORENCIO, Carla Liberato Bastos; MOTA, Rodrigo Lupp; RINALDI, Fabio Salerno; ANDRADE, Pedro Beraldo de. Evaluation of scattered radiation and impact of local protective devices in an interventional cardiology laboratory. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, São Paulo, v. 24, n. 1-4, p. 38-43, jan.-dez. 2016. DOI: 10.1016/j.rbciev.2017.10.008.

BOGAERT, EVELIEN. Evaluation of patient dose and image receptor performance in interventional cardiology. **Bélgica: University Ghent**, 2008. p.18- 24.

BOLAND, G. W. L., MURPHY, BRIAN, ARELLANO, RON, NIKLASON, LOREN, MUELLER, PETER R. Dose Reduction in Gastrointestinal and Genitourinary Fluoroscopy: Use of Grid-Controlled Pulsed Fluoroscopy. **American Journal of Roentgenology**, v. 175, p. 1453-1457, 2000.

BRAUNWALD E. **Tratado de doenças cardiovasculares – 10ª edição**, em português; 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria/MS/SVS no 453, de 1 junho de 1998. **Brasília: Diário Oficial da União**, 2 de junho de 1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. Portaria Federal No. 453 de 1/06/1998. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, 1998.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Stents Farmacológicos e Stents Metálicos no Tratamento da Doença Arterial Coronariana. In: **Boletim Brasileiro de Avaliação de Tecnologia em Saúde. Brasília: ANVISA**. Ano IV, nº 8, junho de 2009. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/divulga/newsletter/brats/2009/BRATS8.pdf>. 156

BRASIL. **Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária**. Instrução Normativa n.º 91, de 27 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista, e dá outras providências. **Diário Oficial da União: seção 1, Brasília, DF, n. 101, p. 78, 31 maio 2021**.
BRASIL. Ministério da Saúde. Dia Internacional da Cardiologia Intervencionista: **Ministério da Saúde** alerta para os cuidados com o coração. 2022.

BRASIL. Programa Renasce amplia atendimento a crianças com cardiopatias congênitas. Gov.br - **Ministério da Saúde, Brasília**, 27 dez. 2022.

BUSHONG, S. C. Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção. 9 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CASTELLO BRANCO, Klébia Magalhães Pereira; RIVERA, Ivan Romero; SANTOS, Maria Veronica Câmara dos; NICOLOSO, Luiz Henrique Soares. Cardiopatias congênitas e cardiologia pediátrica: orientações para pais e familiares. Rio de Janeiro, RJ: **Thieme Revinter**, 2023.

CNEN, Comissão Nacional De Energia Nuclear – Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN-NN-3.01. CNEN, Rio de Janeiro, 2005. Resolução **CNEN 114/2011** (Alteração do item 5.4.2.1). Publicação D.O.U. em 01.09.2011

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Ministério da Ciência e Tecnologia. Critérios para cálculo de dose efetiva, a partir da monitoração individual. Posição Regulatória 3.01/005:2011. Rio de Janeiro: **CNEN**. Modificado em 2018.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Posição Regulatória 3.01 /005: Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação. Alterado pela Resolução **CNEN** nº 323/24, DOU 18.04.2024. Rio de Janeiro, 2024. Disponível em <https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-3/NormaCNENNN3.01.pdf>

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia. **Revista Brasileira de Física Médica**, 3, 101-115, 2009.

CHIDA K, Kaga Y, Haga Y, Kataoka N, Kumasaka E, Meguro T, Zuguchi M. Occupational dose in interventional radiology procedures. **AJR Am J Roentgenol**. 2013 Jan;200(1):138-41. doi: 10.2214/AJR.11.8455. PMID: 23255753.

COURA, Cibeli Fernandes; MODESTO, Patrícia Cláudia. Impacto dos efeitos tardios da radiação em crianças sobreviventes de câncer: revisão integrativa. **Einstein (São Paulo)**, São Paulo, v. 13, n. 3, p. 390-397, 2015. DOI: 10.1590/S1679-45082015RW3102.

COSTA, Milton Melciades Barbosa; NOVA, João Luiz Leocadio; CANEVARO, Lucía Viviana. Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos exames videofluoroscópicos. **Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem**, [S. l.], p. 379-387, 2009 Nov/Dez.

D'ALESSIO, A., MATHEOUD, R., CANNILLO, B., GUZZARDI, G., GALBANI, F., GALBIATI, A., SPINETTA, M., STANCA, C., TETTONI, S. M., CARRIERO, A., E BRAMBILLA, M. (2023). Evaluation 58 of operator eye exposure and eye protective devices in interventional radiology: Results on clinical staff and phantom. **Physica Medica**, 110, 102603. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102603>

DIMENSTEIN, Renato et al., Bases Físicas e Tecnológicas em Diagnóstico por Imagem: Física Médica para Residentes. **Associação Brasileira de Física Médica**. Colégio Brasileiro de Radiologia, 2022.

DIRETRIZ BRASILEIRA DE VALVOPATIAS, 2020. Disponível em: abccardiol.org. Acesso em: 19 jul. 2023.

DEUCHER, Zildomar Junior. Tratamento para correção de coarctação da aorta em crianças: revisão sistemática e metanálise. Orientador: Prof. Dr. Antonio José Maria Cataneo. 2021. 74 f. Tese (Doutor em Cirurgia e Medicina Translacional) - **Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”**, [S. l.], 2021.

DUDLEY, A. G.; SEMINS, M. J. Radiation practice patterns and exposure in the high-volume endourologist. **Urology**, v. 85, n. 5, p. 1019-1024, 2015.

EURATOM. DIRETIVA 2013/59/EURATOM do Conselho, de 5 de dezembro de 2013, que estabelece normas básicas de segurança para a proteção contra os perigos decorrentes da exposição a radiações ionizantes e que revoga as Diretivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97 /43/Euratom e 2003/122/Euratom. **Jornal Oficial da União Europeia**, 17.1.2014, L 13/1.

FERREIRA, Luana Melo; COSTA, Rodrigo Silva; OLIVEIRA, Ana Paula. Nascidos vivos com comunicação interventricular: estudo epidemiológico. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 5, n. 5, p. 4106-4115, 2023. Disponível em: <https://bjih.emnuvens.com.br/bjih/article/view/9673>. Acesso em: 5 ago. 2024.

FIOCRUZ. Portal de boas práticas em saúde da mulher, da criança e do adolescente. Exposição pediátrica à radiação ionizante em exames radiológicos. 1 out. 2020. Disponível em: <https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/>. Acesso em: 30 jul. 2024.

FLORENZANO, B. M., TIGRE, V. DA C., OLIVEIRA, M. C. DE, ZOCCAL, I., ÂNTONIO, P., & ANDRADE, M. C. (2024). Mortalidade em menores de um ano por cardiopatias congênitas no brasil entre 2018 e 2022: um estudo ecológico. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, 6(9), 1186–1193. <https://doi.org/10.36557/2674-8169.2024v6n9p1186-1193>

GOMES, Célio Simonacci Gomes. **Metodologia para otimização de inspeção em tubos por radiografia digital direta**. 2018. Tese (Pós-Graduação em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.

GOV, Governo federal, Alagoas, Brasil. Serviços e Informações do Brasil. Angioplastia Coronária ou Intervenção Coronária Percutânea. **Serviços e Informações do Brasil**, 11 mar. 2020. Disponível em: <https://www.gov.br/pt-br/servicos-estaduais/angioplastia-coronaria-ou-intervencao-coronaria-percutanea-1>. Acesso em: 19 jul. 2023.

HAAS, N. A.; KLEIDEITER, U. (Eds.). Pediatric Cardiology: Symptoms-Diagnosis-Treatment. Stuttgart: **Georg Thieme Verlag KG**, 2015. ISBN 9783131749413 (Print), ISBN 9783131749512 (Online). DOI: 10.1055/b-003-121494.

HARBON, P. J.; GHELANI, M.; KOBAYASHI, T.; UBEDA, C.; VERGHESE, M.; BAYSSON, H.; GLATZ, A.; JONES, T.; KAWASAKI, T.; KEILLER, C.; MARTINEZ, M.; NICHOLSON, S.; ONNASCH, L.; RASSOW, J.; SMITH, A.; SUTTON, A.; WATSON, T.; YAKOUMAKIS, E. Radiation dose in paediatric interventional cardiology: a review of the literature. *Journal of Radiological Protection*, v. 36, n. 4, p. R131-R144, 2016. DOI: 10.1088/0952-4746/36/4/R131.

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. Medical Imaging Physics. 4th ed. **New York: Wiley Liss**, 2002.

HISWARA, E.; KARTIKASARI, D.; NURAENI, N.; SOFYAN, H.; SANDY, K. Y. P. Patient Radiation Doses In Interventional Cardiology Procedure. **Atom Indonésia**, [S. l.], p. 81 - 85, 1 ago. 2022.

HUDA, W.; R. STONE. Review of Radiologic Physics, 2nd. **Lippincott Williams & Wilkins**, 2003.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP** publication 60. Ann. ICRP 21(1-3), 1990.

ICRP, **International Commission on Radiological Protection**. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Publication 85, Pergamon, 2000.

ICRP. **International Commission on Radiological Protection**. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP** Publication 103. Ann. ICRP v. 37 (2-4), 2007.

ICRP; KHONG, P-L.; RINGERTZ, H.; DONOGHUE, V.; FRUSH, D.; REHANI, M.; APPELGRATE, K.; SANCHEZ, R. ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. **Annals of the ICRP**, [s.l.], v. 42, n. 2, p. 1-63, abr. 2013. DOI: 10.1016/j.icrp.2012.10.001.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units used in radiation protection dosimetry. Report 51. **Beteshda, MD: ICRU**; 1993.

IEC. Report 60601: medical electrical equipment-part 2-43: particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. 60601-2-43. **Geneva, Switzerland: IEC**, 2000.

ISHIBASHI, T.; TAKEI, Y.; KATO, M.; YAMASHITA, Y.; TSUKAMOTO, A.; MATSUMOTO, K.; SAKAMOTO, H.; MASUDA, T.; MIYAZAKI, O. Patient Dosimetry Survey Of Pediatric Diagnostic And Therapeutic Cardiac Catheterisation In Japan. **Radiat. Prot. Dosimetry** **2023**, *199*, 1082–1089.

ISHIKAWA, Walther Yoshiharu; JATENE, Ieda Biscegli. Avaliação das cardiopatias congênitas no adulto: ecocardiografia, ressonância e tomografia. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v. 27, n. 2, p. 143-149, 2017.

ISO. International Organization for Standardization. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, Part 1: Radiation characteristics and production methods. **ISO 4037-1**, 2019a.

ISO. International Organization for Standardization. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. **ISO 4037-3**, 2019b.

JÁCOME, Bruna Zanforlin. Tratamento clínico e evolução de crianças com cardiomiopatia dilatada acompanhadas em um serviço público de cardiologia pediátrica de referência. 2022. **Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) - Faculdade de Medicina**, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2022.

KHAN, Sohail Q.; LUDMAN, Peter F. Percutaneous coronary intervention. **Medicine**, [S. l.], p. Volume 50, Issue 7, July 2022, Pages 437-444, Jul. 2022.

KO, S., KANG, S., HA, M., KIM, J., JUN, J. K., KONG, K. A., E LEE, W. J. (2018). Health Effects from Occupational Radiation Exposure among Fluoroscopy-Guided Interventional Medical Workers: A Systematic Review. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, *29*(3), 353–366. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2017.10.008>

LEGÜES, F. A. L. Nível de radiação na altura do cristalino em cardiologia intervencionista. 2016. 106 f. **Tese (Doutorado) - Curso de Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte**, 2016. Disponível em: Acesso em 30 aug. 2024.

LEYTON, F., CANEVARO, L., DOURADO, A., CASTELLO, H., BACELAR, A., NAVARRO, M. T., ... & RODRIGUES, B. (2014). Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, 22(1), 87-98.

LINHARES, Isabela Costa; GONÇALVES, Matheus Hybner; PINTO, Patrícia Martins; MACHADO, Manuella da Silva; ALMEIDA, Mariana Saracino de; BRUM, Larissa Sant'Ana. Importância do diagnóstico precoce das cardiopatias congênitas: uma revisão integradora. **Revista Eletrônica Acervo Científico, Universidade de Vassouras (UV)**, Vassouras-RJ, v. 35, 2021. ISSN 2595-7899. Publicado em: Ago. 2021.

MADDER, R. D., VANOOSTERHOUT, S., MULDER, A., TEN BROCK, T., CLAREY, A. T., PARKER, J. L., E JACOBY, M. E. (2019). Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography. **Circulation: Cardiovascular Interventions**, 12(1). <https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.118.006823>

MARTINEZ, L. C.; VANO, E.; GUTIERREZ, F.; RODRIGUEZ, C.; GILARRANZ, R.; MANZANAS, M. J. Patient doses from fluoroscopically guided cardiac procedures in pediatrics. **Physics in Medicine and Biology**, v. 52, p. 4749–4759, 2007.

MARTINEZ FILHO, E. E. M.; RIBEIRO, E. E. Hemodinâmica e cardiologia intervencionista: abordagem clínica. **Barueri, São Paulo: Manole**, 2008.

MEDEIROS, Caroline de; DOROW, Patricia Fernanda; BRANDÃO, Cristiane Pereira; RIBEIRO, Mariana Rosa. Analysis of knowledge about ionizing radiation and quality of personal protective equipment in a public hospital. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, Salvador, v. 14, n. 3, p. [136-142], 2015. ISSN 1677-5090.

MONTALVO, T. R.; CHAVARÍN, Uruchurtu. E. S. (2020). Scattered radiation on cardiologists during interventional cardiac procedure. *Radiation Physics and Chemistry*, 167, 10827.

MORCILLO, A. B., HUERGA, C., BAYÓN, J., LÓPEZ, A., CORREDOIRA, E., HERNÁNDEZ, T., NOVO, J. R., PONCE, M. D., FERNÁNDEZ, L., RODRÍGUEZ, R., GARZÓN, G., VAÑÓ, E., GUIBELALDE, E., & ALEJO, L. (2022). Assessment of occupational exposure in the main paediatric interventional radiology procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, 198(7), 386–392.

MORCILLO, Ana Belén; ALEJO, Luis; HUERGA, Carlos; BAYÓN, José; MARÍN, Alberto; CORREDOIRA, Eva; NOVO, Joan Ricardo; HERNÁNDEZ, Teresa; PONCE, María Dolores; GARZÓN, Gonzalo; VAÑO, Eliseo; GUIBELALDE, Eduardo. Occupational doses to the eye lens in pediatric and adult noncardiac interventional. **Medical Physics**, v. 48, n. 4, p. 1957-1968, 2021. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.14753>.

MOURA, Regina; BACCHIM NETO, Fernando Antonio. Radiation protection in interventional radiology. **J Vasc Bras**, Universidade Estadual Paulista - UNESP, Botucatu, SP, Brasil, v. 14, n. 3, p. 197-199, jul./set. 2015.

MS, Ministério da saúde (Brasil). Dia Internacional da Cardiologia Intervencionista: Ministério da Saúde alerta para os cuidados com o coração. **Órgãos do governo**, 16 set. 2022. Disponível em: <https://www.gov.br>. Acesso em: 15 jul. 2023.

NAVARRO, V. C. C. Avaliação de risco em radiologia intervencionista. 2012. 121 f. **Tese (Doutorado em Física da Matéria Condensada)** – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2012.

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurement. Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation. **NCRP** report No. 122, 1995.

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Procedures. **NCRP** Report No. 168, Bethesda, 2010.

NCRP Report No. 168—Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures (2010)—**NCRP**|Bethesda, MD. Available online: <https://ncrponline.org/shop/reports/report-no-168-radiation-dosemanagement-for-fluoroscopically-guided-interventional-medical-procedures/> (Acesso em: 19 ago. 2024).

OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes. Acidente radiológico de Goiânia. **Estudos avançados**, [S. l.], p. 185-199, 1 jan. 2013. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/ea/a/xzD9Dgv8GPFtHkxkfbQsn4f/?format=pdf&lang=pt>. Acesso em: 28 abr. 2023.

OLIVEIRA, M. L.; MAIA, A. F., NASCIMENTO, N. C. E. S.; FRAGOSO, M. C. F. et al., Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. **Radiol Bras**;43(2):113–118, 2010.

PAVÃO, Taynar; SOUZA, Joseildes; FRIAS, Luzinéa; SILVA, Lísia. Diagnóstico precoce das cardiopatias congênitas: uma revisão integrativa. **Revisão de literatura**, [s. l.], 2017.

PAIVA, Margarida Basto Simões de. Exposição à radiação ionizante dos pacientes durante procedimentos urológicos que utilizam a fluoroscopia. 2018. **Trabalho Final de Mestrado Integrado em Medicina – Faculdade de Medicina**, Universidade de Lisboa, Lisboa, 2018. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10451/45171>.

PEDRA CAC, OLIVEIRA EC, NEVES J, COSTA RN, ARRIETA SR, FONTES VF. Estudo hemodinâmico diagnóstico e intervencionista. In: Croti UA, Mattos SS, Moreira VM, Pinto Jr. VC, Aiello VD, organizadores. **Cardiologia e cirurgia cardiovascular pediátrica**. São Paulo: Roca, 2012. p. 164-193.

PEREIRA, Valquíria Guimarães. Caracterização de equipamentos intervencionistas visando a otimização das doses. **TCC (Física Médica – Radiodiagnóstico)** - Universidade Federal do Rio de Janeiro, [S. l.], 2017.

PLOUSSI, A. et al., Radiation exposure in pediatric interventional procedures. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 44, n. 6, p. 857-865, May 2021. DOI

10.1007/s00270-020-02752-7. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00270-020-02752-7>. Acesso em: 14 ago. 2024.

POOLEY, R. A.; McKINNEY, J. M.; MILLER, D. A. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital fluoroscopy. **Radiographics**, v. 21, n. 2, p. 521-534, 2001.

RÊGO, Hosana Maria Araújo; SOUZA, João Paulo; SILVA, Maria Fernanda. Tetralogia de Fallot no Brasil: compreendendo a existência. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 5, n. 5, p. 4325-4333, 2023.

RISTIC, G. S. The Digital Flat-Panel X-Ray Detectors. **Proceedings of the Third Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering**. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/026/45026290.pdf. Acesso em: 06/11/2023.

RIZK, Chadia; FARES, Georges; VANHAVERE, Filip; SALIBA, Zakhia; FARAH, Jad. Diagnostic reference levels, deterministic and stochastic risks in pediatric interventional cardiology procedures. **Health Physics**, v. 118, n. 1, p. 85-94, jan. 2020.

SANCHEZ MEG. Distribuição da taxa de kerma no ar em uma sala de hemodinâmica para projeções típicas de procedimentos de cardiologia intervencionista. **[dissertação]**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear; 2007.

SANTOS, W. M. S.; SILVA, L. C. M.; DIAS, P. M. C.; A carga específica do elétron. Um enfoque histórico e experimental. **Instituto de Física**, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil Recebido em 14/12/2009; aceito em 14/2/2010; publicado em 21/3/2011.

SAYED, M. H. E., ROUSHDY, A. M., FARGHALY, H. E., SHERBINI, A. E. Radiation exposure in children during the current era of pediatric cardiac intervention. **Pediatric Cardiol**, 33(1), 27-35, 2012. <https://doi.org/10.1007/s00246-011-0064-z>

SCHUELER, B. A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents-General Overview of Fluoroscopic imaging. **RadioGraphics**, v. 20, p. 1115-1126, 2000.

SCHUELER, B. A. (2006). The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: general overview of fluoroscopic imaging. **Radiographics**, 26(5), 1449-1459.

SHADDY, R. E.; PENNY, D.; FELTES, T. F.; CETTA, F.; MITAL, S. Moss and Adams. Heart disease in infants, children and adolescents: including the fetus and young adult. 10th ed. **Wolters Kluwer**, 2021.

SMITH, Lancer. The Effects Of Mobile Shielding On Scatter Radiation In The Cardiac Catheterization Laboratory. **MS thesis**. The University of Alabama at Birmingham, 2023.

SIISKONEN, T.; TAPIOVAARA, M.; KOSUNEN, A.; LEHTINEN, M. et al., Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. **Br. J. Radiol.** 80, 460–468, 2007.

SIGTAP (Brasil). Serviços e Informações do Brasil. Cateterismo cardíaco. **Serviços e Informações do Brasil**, [S. l.], 31 dez. 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/pt-br/servicos-estaduais/cateterismo-cardiaco>. Acesso em: 10 jul. 2023.

SILVA, A. J. Avaliação da dose ocupacional oriunda dos procedimentos especiais guiados por fluoroscopia: cateterismo cardíaco. 2011. 70 f. **Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares**, São Paulo, 2011.

SILVA, Maria do Socorro Rocha. Estudo dosimétrico em cardiologia intervencionista: Dose paciente e dose trabalhador. Orientador: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury. 2011. 177 f. **Dissertação (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco - UFPE**, Recife, 2011.

SILVA, M. W. O. Avaliação computacional da dose em pacientes e profissionais em angiografia coronariana utilizando o visual Monte Carlo. 2017. 137 f. **Tese (Doutorado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear**, Rio de Janeiro, 2017.

SILVERTHORN, DU. Fisiologia humana: Uma abordagem integrada. 7ª ed. **Porto Alegre: Ed. Artmed**, 2017. (Cap 14)

SIEMENS HEALTHCARE. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com/angio/innovations-technologies/care-clear>. Acesso em: 01 dez. 2017.

SONG, S; LIU, C; ZHANG, M. Radiation dose and mortality risk to children undergoing therapeutic interventional cardiology. **Acta Radiologica**, v. 56, n. 7, p. 867-872, July 2015. DOI 10.1177/0284185114542459.

STUEVE, D. Management of pediatric radiation dose using Philips fluoroscopy systems DoseWise: perfect image, perfect sense. **Pediatric Radiology**, v. 36, p. 216–220, 2006.

SULIEMAN, A.; ABDELRAZIG, A.; AL-MOHAMMED, H.; ALKHORAYEF, M.; ALONAZI, B.; SULIMAN, I. I.; ABUHADI, N.; BRADLEY, D. Radiogenic risks to patients and staff from fluoro-assisted therapeutic cardiac catheterizations. **Radiation Physics and Chemistry**, Guildford, v. 167, p. 108348, fev. 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X19303082>. Acesso em: 19 ago. 2024.

TEFERA, ENDALE, et al., "Radiation protection knowledge and practices in interventional cardiologists practicing in Africa: a cross sectional survey." **Journal of Radiological Protection** 40.1 (2020): 311.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. Sistema Circulatório - O coração. In: **Princípios da Anatomia e Fisiologia**. 14º. ed. [S. l.: s. n.], 2016. cap. 20, p. 945-980.

UNSCEAR. Effects of Ionizing Radiation: Report to the General Assembly of the United Nations with Scientific Annexes. Volume I. **UNSCEAR**, 2006.

UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008a. **Report to the General Assembly and with Scientific Annexes**. Disponible em: <http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_Annex_A.pdf>.

UBEDA, C., VANO, E., MIRANDA, P., AGUIRRE, D., RIQUELME, N., DALMAZZO, D., & GALAZ, S. (2016). Patient and staff doses in paediatric interventional cardiology derived from experimental measurements with phantoms. **Physica Medica**, 2016. 32(2), 176-181.

UBEDA, C.; VANO, E.; RIQUELME, N.; AGUIRRE, D.; VASQUEZ, H.; CHAVEZ, C.; DALMAZZO, D. Patient radiation doses in paediatric interventional cardiology and optimization actions. **Radiat. Phys. Chem.** 2020, 168, 108539.

UBEDA, C.; VANO, E.; PEREZ, M.D.; JÍMENEZ, P.; RAMIREZ, R.; NADER, A.; MIRANDA, P.; AZCURRA, P.; DAMSKY, J.; CAPDEVILA, S.; et al., Setting up regional diagnostic reference levels for pediatric interventional cardiology in Latin America and the Caribbean countries: Preliminary results and identified challenges. **J. Radiol. Prot.** 2022, 42, ac87b7.

VASSILEVA, J.; ZAGORSKA, A.; KARAGIANNIS, A.; PETKOVA, K. et al., Radiation Exposure of Surgical Team During Endourological Procedures: **IAEA-Segur Study**. *J Endourol.*; 35(5):574-582, 2020.

VON BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. An analytic approach to double dosimetry algorithms in occupational dosimetry using energy dependent organ dose conversion coefficients. **Health Physics**, v. 99, n. 6, p. 800-805, 2010.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; GUIBELALDE, E.; AVILES, P.; FERNANDES, J. M.; PRIETO, C.; GALVAN, C.; Evaluation of Risk of Deterministic Effects in Fluoroscopically Guided Procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, p. 190-194, 2005b.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J.M.; PRIETO, C.; GUIBELALDE, E. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 111, p. 297–304, 2006b.

WERNOVSKY G., ANDERSON R.H., KUMAR K., Mussatto K., REDINGTON A.N., TWEDDELL J.S. et al., Anderson's pediatric cardiology. 4th ed. **Elsevier**; 2020.

APÊNDICE I - FORMULÁRIO PARA COLETA DE DADOS

Nome da instituição:			Data:		/ /	
Tipo do procedimento:			Início às:			
			Término às:			
Informações dos pacientes						
Nome:			Idade:		(anos)	
Gênero:			Peso:		(kg)	
			Altura:		(cm)	
Dosimetria Ocupacional						
Médica principal			Médica auxiliar			
Nome:			Nome:			
Horário de entrada:			Horário de entrada:			
Tempo de permanência:			Tempo de permanência:			
Posicionamento dos dosímetros TLD-100						
Médica Principal		Nº do badge	Médica Auxiliar		Nº do badge	
Olho direito			Olho direito			
Glabela			Glabela			
Olho esquerdo			Olho esquerdo			
Tórax (debaixo do avental)			Tórax (debaixo do avental)			
Tireoide (sobre o protetor)			Tireoide (sobre o protetor)			
Mão direita			Mão direita			
Mão esquerda			Mão esquerda			
Uso dos dispositivos de proteção radiológica						
Protetor de Tireoide (mm Pb):			Óculos punblíferos (mm Pb):			
Avental punblífero (mm Pb):						
Parâmetros do procedimento						
kV	Corrente média (mA)	SID (cm)	DAP (Gy.cm ²)		TF (min)	FD (cm)
* Valores monitorados para o modo de cinegrafia e fluoroscopia.						

APÊNDICE II - DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO PARA A CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS NOS ANGIOGRAFOS SIEMENS ARTIS ZEE E PHILIPS AZURION 7

A correção do valor do P_{KA} desempenha um papel crucial na garantia da precisão das medidas de dose de radiação, um elemento essencial na avaliação e no controle dos riscos associados à exposição à radiação. Para atingir a precisão necessária nas medições de dose para o paciente, é recomendável aplicar essa correção aos valores do P_{KA} fornecidos pela câmara de ionização de transmissão de placas paralelas. Esse processo envolve a aplicação de um fator de correção que leva em consideração as discrepâncias entre o valor do P_{KA} fornecido pela câmara de ionização de transmissão, posicionada na saída do colimador, e o valor do P_{KA} da radiação incidente sobre o paciente.

Para realizar a medição clínica do P_{KA} com precisão, é empregada uma câmara de ionização de transmissão de placas paralelas que possui uma área suficiente para abranger completamente o feixe de raios X. Essa câmara é posicionada estrategicamente à saída do feixe, logo após o colimador, desempenhando o papel de monitorar a exposição total do paciente. O medidor do P_{KA} , conforme especificado nas diretrizes da Comissão Internacional de Eletrotécnica (IEC, 2000_a), deve ser capaz de indicar o valor do produto kerma ar-área do feixe incidente no plano de entrada do paciente.

Conforme estabelecido na norma 60580 da IEC, é essencial garantir que as medições do P_{KA} realizadas na faixa de energias do radiodiagnóstico não ultrapassem uma incerteza padrão combinada de 25% ($k=2$) (IEC, 2000). Essa abordagem assegura a conformidade com as diretrizes internacionais e a consistência nas medições do P_{KA} , sendo fundamental para a confiabilidade dos resultados obtidos.

Para garantir a segurança e a precisão da exposição à radiação durante o procedimento, foram adotadas várias medidas. Primeiramente, uma chapa de cobre foi estrategicamente posicionada na entrada do receptor de imagens. Isso teve o propósito de atenuar o feixe de radiação e proteger o equipamento.

Além disso, uma câmara de ionização, previamente calibrada no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) para as energias típicas de radiodiagnóstico, foi colocada sobre a mesa do paciente. Essa câmara estava a uma distância de 120 cm do foco do tubo de raios X. No mesmo plano da câmara, um filme radiocrômico foi disposto para determinar com precisão a área do campo de radiação nesse ponto.

O colimador foi ajustado para criar um campo de radiação suficientemente pequeno para abranger apenas a área sensível da câmara de ionização. Em seguida, uma exposição foi realizada no modo de angiografia de subtração digital, a fim de sensibilizar o filme radiocrômico e delinear claramente o campo de radiação.

Posteriormente, o valor do kerma ar foi medido pela câmara de ionização, e simultaneamente, o equipamento registrou o valor do P_{KA} para essa exposição específica. Para calcular o valor do P_{KA} estimado, utilizamos a Equação 4:

$$P_{KA} = K_a * KQ * FP,T * A \quad (4)$$

Nesta equação, K_a representa o kerma ar medido com a câmara de ionização de referência, KQ é o fator de calibração da câmara, FP,T é o fator de correção por pressão e temperatura, e A corresponde à área do campo de radiação determinada pelo filme radiocrômico.

Por fim, para obter o fator de correção necessário, calculou-se a razão entre o P_{KA} medido com a câmara de ionização de referência e o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento angiográfico. O resultado desse cálculo indicou um fator de correção específico para a câmara de ionização de placas paralelas utilizada no equipamento de angiografia deste estudo, o qual foi determinado como 0,6 para o Siemens Artis Zee e de 0,8 para Philips Azurion 7.

APÊNDICE III - CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TLDS

Inicialmente, foi avaliada a reprodutibilidade da resposta de 110 dosímetros termoluminescentes. Para isso, os dosímetros foram zerados, conforme descrito anteriormente, e em seguida foram submetidos à irradiação em um feixe de radiação gama Cs-137 (taxa de dose de 26,7 mGy/h em 24/01/2023), com uma dose de 5 mGy, mantendo-se uma distância de 1 metro da fonte de radiação. Essa etapa de irradiação foi conduzida nas instalações do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI-DEN/UFPE). Para garantir o equilíbrio eletrônico, os dosímetros foram devidamente acondicionados, em uma placa de acrílico e, em seguida, protegidos por outra placa de 3 mm de espessura.

Após a exposição à radiação, foi realizada a leitura dos TLDs utilizando a leitora Victoreen modelo 2800M conforme descrito anteriormente. Em seguida, os dosímetros foram novamente zerados, irradiados e lidos. Este procedimento foi repetido três vezes. Ao final, foram calculadas a média e o desvio padrão da resposta de cada dosímetro. Importante destacar que todos os TLDs que apresentaram uma variação superior a 5% na reprodutibilidade de suas respostas foram excluídos do lote.

A partir deste ponto, o Grupo DOIN/UFPE executou a etapa de calibração para as grandezas operacionais. Os dosímetros TLDs calibrados para as grandezas em Hp(0,07) foram destinados à estimativa de dose nas extremidades, Hp(3) para os dosímetros posicionados na região dos olhos e Hp(10) para a estimativa da dose efetiva.

As irradiações foram realizadas em um equipamento de raios X industrial de alta frequência da marca Gulmay, modelo MP1, com a qualidade do feixe de radiação ISO N-80, conforme definido na norma ISO 4037-1 (ISO, 2019a).

Para a calibração em relação a Hp(0,07), os TLDs, encapsulados aos pares, foram colocados sobre o fantoma ROD cilíndrico composto de PMMA com 20 mm de diâmetro e 300 mm de altura, preenchido com água (ISO, 2019a). Os dosímetros foram irradiados com um ângulo de incidência da radiação a 0° e doses variando de 0,5 mSv a 6 mSv.

Quanto à calibração relacionada a grandeza Hp(3), foi utilizado um cilindro de PMMA com 200 mm de diâmetro e 200 mm de altura, simulando uma cabeça humana e preenchido com água. Os dosímetros foram irradiados com doses variando entre 2 mSv e 8 mSv (ISO, 2019b).

Para a calibração em relação a Hp(10), foi utilizado o fantoma SLAB, composto de PMMA com dimensões de 300 mm x 300 mm x 150 mm, simulando um tórax humano e

preenchido com água (ISO, 2019a). Os dosímetros foram irradiados com um ângulo de incidência da radiação a 0° e doses variando de 0,2 mSv a 2 mSv.

Com base nos dados adquiridos, foram construídas as curvas de calibração, estabelecendo a relação entre a leitura do dosímetro e o valor de $H_p(d)$. Dessa forma, os fatores de calibração foram derivados dos coeficientes angulares das retas de calibração ajustadas linearmente. A Tabela 17 apresenta os valores dos coeficientes angulares e os coeficientes de correlação associados a cada uma das retas obtidas durante o processo de calibração dos TLDs em relação a $H_p(0,07)$, $H_p(3)$ e $H_p(10)$.

Tabela 17: Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para os dosímetros TLD-100.

Grandeza operacional	Coeficiente angular (nC)	R^2
$H_p(3)$	19,042	0,999
$H_p(0,07)$	21,703	0,999
$H_p(10)$	17,57	0,999

Fonte: A autora.