

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

JOSÉ CARLOS DE CAMARGO LOURENÇO

MODELO PARA ESTIMAR DOSES ACUMULADAS EM TEMPO REAL PARA
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS

CURITIBA

2021

JOSÉ CARLOS DE CAMARGO LOURENÇO

**MODELO PARA ESTIMAR DOSES ACUMULADAS EM TEMPO REAL PARA
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

Method to Estimate of cumulative dose in real-time in interventional procedures

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial à obtenção do grau de “Doutor em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk
Coorientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

CURITIBA

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es).
Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Câmpus Curitiba**



JOSE CARLOS DE CAMARGO LOURENCO

MODELO PARA ESTIMAR DOSES ACUMULADAS EM TEMPO REAL PARA PROCEDIMENTOS INTERVENZIONISTAS

Trabalho de pesquisa de doutorado apresentado como requisito para obtenção do título de Doutor Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 12 de Maio de 2021

Prof Sergei Anatolyevich Paschuk, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Hugo Reuters Schelin, Doutorado - Instituto de Pesquisa Pele Pequeno Principe - Ipppp

Prof Joao Antonio Palma Setti, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Joaquim Teixeira De Assis, Doutorado - Universidade Federal do Rio de Janeiro (Ufrj)

Prof Joel Mesa Hormaza, Doutorado - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (Unesp)

Prof Walmor Cardoso Godoi, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 12/05/2021.

Para a minha esposa Ângela Marcia
e aos meus filhos Raquel e Murilo,
aos meus avós e a minha mãe.

AGRADECIMENTOS

Certamente, estes parágrafos não irão atender a todas as pessoas que fizeram parte dessa importante fase de minha vida. Portanto, desde já peço desculpas àquelas que não estão presentes entre essas palavras, mas elas podem estar certas, fazem parte do meu pensamento e de minha gratidão.

Primeiramente, agradeço a DEUS por ter me proporcionado esta conquista.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk e ao meu co-orientador Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin, pela sabedoria com que me guiaram nesta trajetória.

Agradeço ao Professor Dr. Cesar Antonio Caggiano Santos na concepção e execução das medidas da radiação-X, na sala de Fluoroscopia do setor de Hemodinâmica do Hospital Universitário de Londrina.

Agradeço ao Professor Dr. Joel Mesa Hormaza pelas sugestões para a ampliação do modelo para outras regiões do corpo.

Agradeço ao Professor Dr. Valeriy Denyak, na crítica e da revisão do texto da tese.

Agradeço a todos meus professores da CPGEI/UTFPR, colegas de curso e dos funcionários da universidade.

Aos colegas do Laboratório das Radiações Ionizantes / UTFPR.

A Secretaria do CPGEI/UTFPR, pela cooperação.

A UTFPR por tudo que me concedeu

Aos funcionários que me auxiliaram na montagem do equipamento da pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de Londrina.

Ao departamento de Estatística/UEL pela minha liberação para cursar o doutorado.

Gostaria de deixar registrado também, o meu reconhecimento à minha família, pois acredito que sem o apoio deles seria muito difícil vencer este desafio.

Enfim, a todos os que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

RESUMO

De CAMARGO LOURENCO, Jose Carlos. **Modelo para estimar doses acumuladas em tempo real para procedimentos intervencionistas**. 108 f. Tese – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021.

Em procedimentos intervencionistas que usam fluoroscopia, a equipe médica está exposta à radiação ionizante, geralmente com doses que excedem os limites recomendados. Essas doses são observadas apenas no final do procedimento ou após um mês por meio de dosímetros individuais. O objetivo do presente estudo foi desenvolver um modelo para estimar doses acumuladas em tempo real durante o procedimento médico intervencionista por fluoroscopia. O desempenho do sistema de fluoroscopia com controle remoto nas medições de radiação espalhada foi testado a 50 kV e 30 mA com uma câmara de ionização Ludlum 9DP e um simulador de Polimetil metacrilado (PMMA). As taxas de dose foram coletadas pela câmara de ionização para as regiões das gônadas a 90 cm, para as mãos a 109 cm, para o tórax a 128 cm e o cristalino dos olhos em 166 cm em relação ao nível do chão em relação às distâncias do feixe principal em 19, 38, 76 e 152 cm, ao redor da mesa de fluoroscopia de 45 a 45 graus. Para estimar as doses em tempo real, uma câmara de ionização foi acoplada ao topo da mesa de fluoroscopia e usada como ponto de referência. Os dados coletados foram enviados para o programa do sistema determinar as doses estimadas. Os valores numéricos das doses estimadas são visualizados em tempo real por meio de um monitor mostrando as intensidades das doses acumuladas, com indicação visual da escala de cores das doses recebidas pelos membros da equipe médica na posição que se encontram em relação à mesa. Para validar as doses estimadas no sistema em tempo real, foram feitas as hipóteses das doses medidas e as medidas estimadas em tempo real usando o teste *t-Student* para as amostras independentes com nível de significância de 5%. Avaliamos a estimativa da dose equivalente em um objeto espalhador durante um tempo médio de exposição à radiação espalhada em 20 minutos, o que corresponde em média a um procedimento intervencionista, e encontrou-se, respectivamente, as seguintes estimativas no objeto espalhador de dimensão 30x30x15 cm³, para a região das gônadas em 539, 159, 76, 42, e 22 µSv; para as mãos em 858, 392, 172, 74 e 22 µSv; para o tórax em 539, 282, 152, 98 e 22 µSv; e do cristalino dos olhos 221, 159, 110, 78 e 22 µSv, as quais correspondem às distâncias do feixe de raios X em 19, 38, 57, 76 e 152 cm respectivamente entorno da mesa de fluoroscopia. Os resultados encontrados foram conforme às literaturas. A dose estimada em tempo real ajuda o médico intervencionista a otimizar sua exposição à radiação espalhada durante o procedimento de intervenção, permitindo melhorar a proteção pessoal e reduzindo a dose ocupacional.

Palavras-chaves: Estimativa de dose acumulada em tempo real. Médico intervencionista. Dosimetria.

ABSTRACT

De CAMARGO LOURENCO, Jose Carlos. **Method to Estimate of cumulative dose in real-time in interventional procedures.** 108 f. Thesis – Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Federal Technology University - Parana. Curitiba, 2021.

In interventionist procedures that use fluoroscopy, medical staff is exposed to ionizing radiation, often with doses exceeding the recommended limits. These doses are only observed at the end of the procedure, or after one month utilizing individual dosimeters. The objective of the present study was to develop a method to estimate doses of ionizing radiation in real-time during the interventionist medical procedure using fluoroscopy. The performance of the remote-controlled fluoroscopy system in scattered radiation measurements was tested at 50 kV and 30 mA with a Ludlum 9DP ionization chamber and a PMMA phantom. Dose rates were collected by the ionization chamber for the gonad regions at 90 cm, for the hands at 109, for the chest at 128 and the lens of the eyes at 166 cm with the ground level about the beam distances main at 19, 38, 76 and 152 cm, around the 45 to 45-degree fluoroscopy table. To estimate doses in real-time, an ionization chamber was attached to the top of the fluoroscopy table and used as a fixed reference point. The collected data were sent to the developed software to determine the estimated doses. The numerical values of the estimated doses are visualized in real-time using a monitor showing the intensities of the accumulated doses, with a visual indication of the color scale of the doses received by the members of the medical team in the position they are concerning the table. To validate the estimate doses in a real-time system, the hypothesis of the measured dose rates and the estimated real-time measures were implemented using Student's t-test for independent samples with a significance level of 5%. We evaluated the estimate of the equivalent dose in a scattered object during an average time of exposure to scattered radiation in 20 minutes, which corresponds on average to an interventionist procedure, and we find, respectively, the following estimates in the scattered dimension object 30x30x15 cm: for the gonad region at 539, 159, 76, 42, and 22 μSv ; for hands at 858, 392, 172, 74 and 22 μSv ; for the chest at 539, 282, 152, 98 and 22 μSv ; and the lens of the eyes 221, 159, 110, 78 and 22 μSv , which correspond to the X-ray beam distances in 19, 38, 57, 76 and 152 cm respectively around the fluoroscopy table. The results are similar according to the literature. The estimated dose in real-time helps the interventionist physician optimize their exposure to scattered radiation during the intervention procedure, allowing them to enhance personal protection and reduce the occupational dose.

Keywords: Interventional Physician. Dosimetry. Estimated dose cumulative in real-time.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posição da equipe médica intervencionista na sala de fluoroscopia.....	15
Figura 2 - Exemplos dos efeitos determinísticos.....	16
Figura 3 - Exemplo de mapa isodose.....	20
Figura 4 - Diagrama do Efeito Fotoelétrico.....	22
Figura 5 - Diagrama do espalhamento Compton.....	23
Figura 6 - Representação esquemática de um sistema de fluoroscopia.....	25
Figura 7 - Esquema de produção raios X.....	26
Figura 8 – Espectro do raios X.....	26
Figura 9 - Sistema fluoroscopia, sala Hemodinâmica HU/UEL.....	28
Figura 10 - Relação entre as grandezas físicas, operacionais e de proteção radiológica.....	29
Figura 11 - Geometria de irradiação da esfera ICRU.....	32
Figura 12 - Equipamentos de Proteção Radiológica.....	34
Figura 13 - Componentes de uma câmara de ionização.....	35
Figura 14 - Curva Normal (Leon-Garcia, 2009).....	38
Figura 15 - Curvas de isodoses das taxas de doses medidas.....	39
Figura 16 -Valores das doses médias - (a) Médico radiologista e (b) Médico cardiologista ...	40
Figura 17 - Representação típica de uma sala de fluoroscopia.....	49
Figura 18 - Aparelho de raios X Telecomandado de Fluoroscopia, Compacto Plus 800.....	51
Figura 19 - Objetos Espalhadores: (a) Fantom A e (b) Fantom B.....	52
Figura 20 - Câmara de ionização LUDLUM modelo 9DP.....	53
Figura 21 – Registro das taxas de doses e das taxas acumuladas na planilha LUDLUM.....	54
Figura 22 – Suporte para a câmara de ionização.....	54
Figura 23 - Posicionamento da câmara de ionização ao feixe principal.....	55
Figura 24 - Diagrama do desenvolvimento do software para estimativas das doses.....	57
Figura 25 - Diagrama esquemático das medidas usando a geometria do experimento.....	58
Figura 26 - Diagrama para aquisições de dados.....	59
Figura 27 - Modelo do mapa de isodose.....	60
Figura 28 - Algoritmo para Estimativas das Doses Acumuladas em Tempo Real.....	64
Figura 29 - Visualização numérica das estimativas das doses acumulada em tempo real.....	65
Figura 30 - Representação do sistema para as estimativas das doses acumuladas em tempo real.....	66
Figura 31 - Taxas de doses em função da variação de corrente elétrica.....	68
Figura 32 - Taxas de doses em função da variação da tensão elétrica.....	69
Figura 33 - Taxas de doses $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$, em relação à distância e o inverso do quadrado da distância.....	71
Figura 34 - Mapa de isodoses para a altura 90 cm.....	74
Figura 35 - Mapa de isodoses para a altura 109 cm.....	75
Figura 36 - Mapa de isodoses para a altura 128 cm.....	76
Figura 37 - Mapa de isodoses para a altura 166 cm.....	77

Figura 38 - Resultados apresentados na planilha do sistema da Ludlum	78
Figura 39 - Cálculos das estimativas de doses acumuladas na posição do médico intervencionista.....	79
Figura 40 - Apresentação no monitor de visualização dos resultados das estimativas doses acumuladas	80
Figura 41 - Visualizações das estimativas das doses em tempo real para as regiões do corpo	83
Figura 42 - Estimativas das doses acumuladas em μSv por procedimento	85
Figura 43 - Dados da altura de 90 cm (Gônadas)	104
Figura 44 - Dados da altura de 109cm (Mãos)	105
Figura 45 - Dados da altura de 128 cm (Tórax)	106
Figura 46 - Dados da altura de 166 cm (Olhos)	107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limites de doses para exposição ocupacional	17
Tabela 2 - Resultados das medidas das taxas de doses em.....	67
Tabela 3 - Resultados das medidas das taxas de doses em função da variação de tensão elétrica	68
Tabela 4 - Dependência angular de 22,5° das taxas de doses em função da variação da tensão elétrica,	70
Tabela 5 - Dependência angular de 22,5° das taxas de doses em função da variação da corrente elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia	70
Tabela 6 - Dependência angular de 45° das taxas de doses em função da variação da tensão elétrica,	70
Tabela 7 - Dependência angular de 45° das taxas de doses em função da variação da corrente elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia.....	71
Tabela 8 - Código de Chauvenet implementado no Matlab depois das doses selecionadas	72
Tabela 9 - Distribuição das radiações espalhadas das taxas médias das doses e do desvio padrão, em relação ao ângulo radial e a distância do feixe principal, com as respectivas alturas	73
Tabela 10 Relação das taxas de doses medidas e estimadas	80
Tabela 11 Relação das taxas de dose medidas e estimadas	81
Tabela 12 - Estimativas das doses em tempo real (μSv) por procedimento intervencionista ..	82
Tabela 13 - Estimativas das doses acumuladas em tempo real em μSv por procedimento intervencionista sem blindagem durante 20 minutos	87

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E ACRÔNIMOS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AEC	<i>Automatic Exposure Control</i>
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
cont	contagem
D	Dose absorvida
DAP	Produto-Dose-Área
DAS	<i>Dose Aware System</i>
E	Dose Efetiva
EAcc	<i>EstimativaAcumuladaTempoReal</i>
Estim	<i>Estimativa TempoReal</i>
FxD	<i>FaixaDoseMapaIsodose</i>
FFP	Faculdades Pequeno Príncipe
FOV	<i>Field of View</i>
ft	FatorTempo para conversão do tempo
Gy	<i>Gray</i>
h	altura
HU	Hospital Universitário
H _p	Dose Individual
HT	<i>Equivalent dose</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission for radiation units and measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IQD	Inverso do quadrado da distância
J	Joule
K	Kerma - <i>Kinetic Energy Released per Unit of Mass</i>
kVp	Tensão de pico
MCNP	Monte Carlo N-Particle
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
p	posição
PPMA	Polimetil Metacrilado

Sv	<i>Sievert</i>
T	Tecido
TLD	Dosímetro Termoluminescente
tx	Taxa de dose
TxPR	<i>TaxaDosePontoReferencia</i>
txDTR	Conversão TxDTR de $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ para $\mu\text{Sv}\cdot\text{s}^{-1}$ (em segundos)
TxDTR	Taxa de Dose em Tempo Real em $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$
w_T	<i>Weighting Factor</i>
UEL	Universidade Estadual de Londrina
UNESP	Universidade Estadual Paulista
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation</i>
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVOS	20
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	21
2.1 RADIAÇÃO DE RAIOS X	21
2.1.1 Produção de Raios X	21
2.1.2 Efeito Fotoelétrico	22
2.1.3 Espalhamento Compton	23
2.2 FLUOROSCOPIA	24
2.2.1 Tubos de raios X	25
2.2.2 Filtros e Colimadores	27
2.2.3 Grade	27
2.2.4 Tubo Intensificador de Imagem	27
2.3 OUTROS COMPONENTES DO SISTEMA DE FLUOROSCOPIA	28
2.4 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	29
2.4.1 Grandezas Físicas	29
2.5.1 Dose Equivalente	30
2.5.2 Dose Efetiva	31
2.6 GRANDEZAS OPERACIONAIS	31
2.6.1 Monitoramento Individual	31
2.6.2 Monitoramento da Área	32
2.7 EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES	32
2.8 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	33
2.9 LIMITES DE DOSES	34
2.11 INCERTEZAS NAS MEDIDAS DA RADIAÇÃO	35
2.12 CRITÉRIO DE CHAUVENET PARA UMA DISTRIBUIÇÃO NORMAL	36
3 MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1 MATERIAIS	49
3.1.1 Sala de fluoroscopia do Hospital Universitario de Londrina	49
3.1.2 Equipamento de Geração de Raios X	50
3.1.3 Objeto Espalhador	51
3.1.4 Câmara de Ionização	52
3.1.5 Suporte para câmara de ionização	54
3.2 MÉTODO	55
3.2.1 Parâmetros de operação do Equipamento de Fluoroscopia	55
3.2.2 Desenvolvimento do software para as estimativas das doses em tempo real	56
3.2.3 Construção das Curvas de Isodoses	57
3.2.3.1 Aquisições das taxas de doses	58
3.2.3.2 Seleção das taxas de doses pelo algoritmo de <i>Chauvenet</i>	60

3.2.3.3 Modelo para estimar doses acumuladas em tempo real	61
3.3 VALIDAÇÃO DAS MEDIDAS	65
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
4.1.2 - Construção do Mapa de Isodoses	72
4.1.3 Cálculos para as Estimativas das doses Acumuladas em Tempo Real.....	77
4.1.4 Validação das Medidas Reais com as Simuladas	80
4.1.5 Simulações das Estimativas das Doses Acumuladas em Tempo Real	81
4.2 DISCUSSÃO	83
5 CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS.....	90
APÊNDICE A - IMPLEMENTAÇÃO PARA MÉDIA E O DESVIO PADRÃO	97
APÊNDICE B - PSEUDO CÓDIGO DOS VALORES NUMÉRICOS	102
APÊNDICE C - ESTIMATIVAS DAS DOSES EM TEMPO REAL.....	104
APÊNDICE D - TRABALHOS PUBLICADOS.....	108

1 INTRODUÇÃO

O crescente uso de técnicas envolvendo a radiação ionizante nas múltiplas áreas da medicina, após a década de 60, tem apresentado facilidades para a realização de diagnósticos minimamente invasivos em procedimentos complexos que compreendem intervenções diagnósticas e terapêuticas.

Por acesso percutâneo ou outros, usualmente realizados com anestesia local ou sedação, utilizando a imagem fluoroscópica para localizar o local da lesão/tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia Efstathopoulos et al. (2011).

O médico intervencionista é o profissional que trabalha com o aparelho de raios X durante o procedimento médico para localizar a lesão no paciente através das imagens geradas pelo aparelho usando técnicas de fluoroscopia Sanchez et al. (2010). Durante o procedimento intervencionista (Figura 1), o médico fica muito próximo ao feixe primário e também ao paciente e, por consequência, ambos estão com maior exposição à radiação ionizante, enquanto a equipe médica, por se encontrar mais afastada do feixe, tem a exposição à radiação reduzida United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (2017).

Figura 1 – Posição da equipe médica intervencionista na sala de fluoroscopia.



Fonte: Adaptado de Philips DoseAware Family – Pacemaker implanation

Ainda assim, durante o procedimento intervencionista, todos os profissionais estão expostos aos efeitos da radiação ionizante adversos à sua saúde, pois os processos de ionizações nas células do corpo humano conduzem a consequências graves, dependendo do tempo de exposição dessa radiação Jaschke et al. (2020 e Vano et al. (2011). Os programas de controle de qualidade são aplicados com a intenção de melhorar o desempenho dos equipamentos e dos processos que geram a imagem, garantindo a qualidade para realização de um diagnóstico seguro, além de otimizar a proteção radiológica, necessária para que a redução da dose de radiação absorvida pelo médico, sua equipe e o paciente seja a menor possível, conforme o princípio ALARA – *as low as reasonably achievably* Valentin (2000).

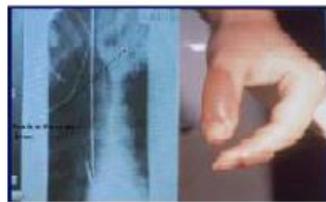
A proteção contra a radiação ionizante, Vano (2011), atua para impedir que efeitos determinísticos de radiação ocorram em órgãos e tecidos e para limitar os riscos de efeitos estocásticos, principalmente o câncer. Para esse fim, são estabelecidos os limites das doses ocupacionais, e os agências reguladoras exigem que um trabalhador não receba exposição ocupacional maior que este limite de dose, implementando o princípio da otimização e da proteção para não serem excedidos naqueles limites, Leyton et al. (2015).

A Figura 2 exemplifica alguns dos efeitos das radiações ionizantes: no paciente, nas mãos e olhos do médico após inúmeros procedimentos Wilson-Stewart et al. (2018).

Figura 2 - Exemplos dos efeitos determinísticos



(a) Lesões devido a dose acumulada na pele em angiografia coronariana após o primeiro procedimento.



(b) Radiodermatite na mão do médico intervencionista provocada pela exposição no feixe principal de raios-X procedimento fluoroscópico



(c) Catarata no olho do médico intervencionista depois do uso dos sistemas de raios-X e as condições impróprias de trabalho relacionadas altos níveis de radiação espalhada.

Fonte: Adaptado de Shope (1996)

Os efeitos biológicos da radiação ionizante são as consequências de uma série de acontecimentos que se inicia pela excitação e pela ionização de moléculas no organismo, e a gravidade desses efeitos pode causar simples eritemas ou queimaduras graves na pele. Os órgãos radiosensíveis, como o cristalino dos olhos, a tireoide, as gônadas e a medula óssea,

são sensíveis à radiação ionizante, mais acentuadamente no médico intervencionista pela proximidade do feixe de raios X na mesa de fluoroscopia. As gônadas, por exemplo, que são um órgão reprodutivo, quando expostas à radiação podem desencadear efeitos genéticos hereditários nos médicos mais jovens Wilson-Stewart et al. (2018)

Por isso, é fundamental a segurança contra radiação nos hospitais, fazendo regularmente os registros de doses pessoais de cada trabalhador para garantir que os limites de doses não sejam excedidos e, caso o contrário ocorra, para tomar decisões a esse respeito.

Os limites de doses para exposições ocupacionais são para evitar os efeitos determinísticos em tecidos específicos e como a dose efetiva para limitar a probabilidade de efeitos estocásticos em todo o corpo. Os limites de doses ocupacionais recomendados pelo ICRP são estabelecidos nas Normas Internacionais Básicas de Segurança, Cousins et al. (2013a), Tabela 1.

Tabela 1 - Limites de doses para exposição ocupacional

Quantidade Dose	Limites das doses ocupacionais
Dose efetiva	20 mSv por ano sobre 5 anos consecutivos
Cristalino dos olhos	20 mSv por ano
Pele	500 mSv por ano
Extremidades (mãos e pés)	500 mSv por ano

Fonte: Adaptado de Cousins et al. (2013a).

A combinação de vários tipos de blindagem (cortinas suspensas na mesa, telas suspensas no teto, aventais de proteção, óculos com chumbo, proteções móveis e cortinas descartáveis) resulta em uma drástica redução da dose para o médico intervencionista. A quantidade e a direção da radiação espalhada são afetadas por muitos fatores, incluindo tamanho do paciente, angulação do arco cirúrgico, tamanho do feixe e posição do paciente. No geral, em um ambiente não blindado e em que o arco cirúrgico esteja com o tubo posicionado sob a mesa, a exposição é maior abaixo da mesa, menor no nível da cintura do operador e menor no nível dos olhos. No entanto doses substanciais nos olhos do operador podem ser alcançadas em circunstâncias desfavoráveis (paciente grande, fluoroscopia e aquisição de imagens em altas doses, angulação do arco cirúrgico), ressaltando a importância de uma proteção adequada, Balter et al. (2002).

Para a proteção contra a radiação ANVISA (2019), as blindagens se classificam em três tipos: blindagem nas paredes da sala de fluoroscopia, blindagens acopladas aos equipamentos e dispositivos de proteção individual. No que se refere às blindagens na sala de

fluoroscopia, as paredes, o piso e as portas devem proporcionar proteção radiológica também às áreas adjacentes, de acordo com os requisitos de otimização. As blindagens acopladas aos equipamentos de fluoroscopia compreendem as cortinas penduradas na lateral da mesa e o tubo de raios X embaixo da mesa, capazes de minimizar substancialmente a dose absorvida. Da mesma forma, as blindagens suspensas no teto, geralmente construídas com plástico transparente e com chumbo, reduzem drasticamente a exposição ocupacional. Já os dispositivos de proteção pessoal, que incluem aventais, escudos da tireoide, óculos e luvas, são a principal ferramenta contra radiação para o médico intervencionista, devendo ser empregados em todos os momentos. Os óculos com chumbo são alternativas aos escudos suspensos no teto para proteção dos olhos, sendo que os com proteções laterais fornecem mais segurança. Ainda que manter as mãos afastadas do feixe de radiação primário seja a melhor maneira de protegê-las, as luvas revestidas com chumbo são úteis contra radiação nas raras ocasiões em que a mão do médico precisa estar entre o feixe de radiação primário.

O Instituto de Radioproteção (IRD) recomenda que os registros das doses acumuladas sejam mantidos para que os médicos possam obter um relatório das doses absorvidas, além de sugerir rotinas diárias para medir as doses absorvidas do pessoal ocupacional (ANVISA (2019); VANO, 2011).

Os dosímetros termoluminescentes – TLDsT. Kron (1999), geralmente utilizados por profissionais que trabalham em áreas com radiação ionizante, como em hospitais, podem indicar as doses acumuladas no período e são geralmente dispositivos estáticos que devem ser enviados para laboratórios especializados para determinar a quantidade de dose de radiação ao longo do tempo Koenig et al. (2001). A utilização desses dosímetros contribui para controlar a exposição da radiação ionizante no médico intervencionista e na sua equipe.

Muitas vezes, o médico intervencionista, em situação de procedimento médico complexo, tem a necessidade de ficar muito próximo do paciente e, para esses casos, tem dificuldade em utilizar as telas de proteção ou até mesmo óculos contra a radiação espalhada, equipamentos que o protegeriam da radiação. Ademais, os médicos intervencionistas nem sempre utilizam essas ferramentas de proteção corretamente porque as acham desconfortáveis para usar durante procedimentos prolongados Livingstone; Varghese (2017) (LIVINGSTONE; VARGHESE, 2017).

A precaução dos efeitos da radiação espalhada é especialmente relevante para os médicos intervencionistas, uma vez que a dose acumulada no radiologista intervencionista representa mais de 90% da dose coletiva de todos os profissionais de radiologia.

Dessa forma, para verificar se os níveis estão compatíveis com as recomendações em conformidade com a portaria RDC N.º 330, ANVISA (2019), a Supervisão de Proteção Radiológica do Hospital Universitário de Londrina realiza mensalmente os levantamentos das doses acumuladas nos profissionais médicos, enfermeiros e outros auxiliares nas especialidades em Hemodinâmica, Ortopedia e Pediatria, através dos dosímetros disponibilizados individualmente, normalmente colocados na região do tórax dos profissionais.

O dosímetro utilizado pela equipe médica tem a desvantagem de não mostrar imediatamente a dose acumulada durante o procedimento intervencionista, já que sua leitura é feita após alguns dias do uso ou mensalmente, na maioria dos casos. Uma alternativa será propor um sistema, que permita, ao médico e à sua equipe, visualizar a evolução das taxas de doses durante o procedimento médico intervencionista, Balter et al. (2002).

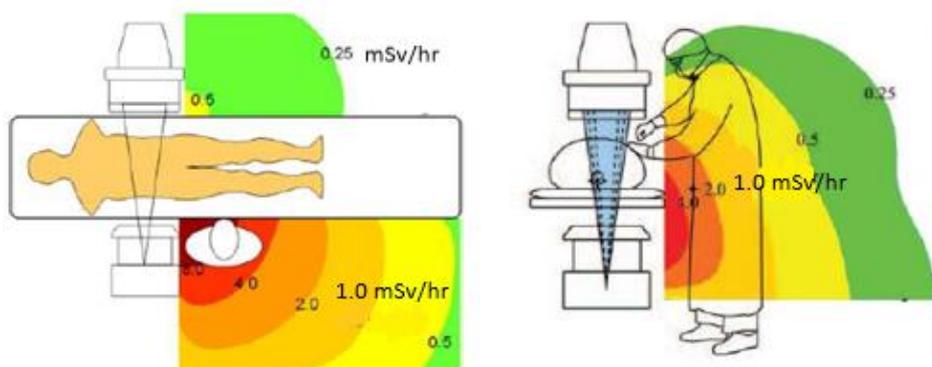
Um sistema com essas características, além de possível, Sandblom et al. (2013), contribuiria positivamente para a cultura do profissional médico e da sua equipe no sentido de oferecer proteção aos efeitos danosos da radiação ionizante Nowak et al. (2020).

A proposta do desenvolvimento do modelo para esse sistema deve apresentar, em tempo real, os valores numéricos estimados das taxas de doses em torno da mesa de fluoroscopia relativos às distâncias do feixe principal para o médico, já que a otimização dessas distâncias também constitui uma solução para diminuir o risco da radiação ionizante durante o procedimento intervencionista. Ao ser ativado durante um procedimento médico intervencionista, o sistema de fluoroscopia utiliza a câmara de ionização para medir as radiações ionizantes. Essas medidas referem-se às taxas de doses adquiridas, de segundo a segundo, até a desativação do sistema de fluoroscopia, com o término do procedimento, sendo possível influenciar o comportamento da equipe, alertando-os para as altas taxas de doses e fornecendo um efeito instantâneo das ações redutoras de dose, Sandblom et al. (2013).

As estimativas das doses acumuladas em tempo real são realizadas durante o procedimento médico. Elas são calculadas de forma indireta usando a taxa de radiação medida no ponto de referência, constante, e, enquanto é realizada a leitura da taxa de dose em tempo real, são processadas as estimativas das doses acumuladas com o armazenamento em relação ao tempo, para cada posição no mapa das taxas de isodoses. Os valores numéricos da dose acumulada em tempo real são apresentados no dispositivo de visualização.

O mapa das taxas de isodoses representa as distribuições das taxas de isodoses em torno da mesa de fluoroscopia e em relação às distâncias do feixe primário (Figura 3).

Figura 3 - Exemplo de mapa isodose



Fonte: Adaptado de Schueler, B. A. et al. (2006)

O conhecimento das taxas de dose e da dose acumulada em tempo real permitiria que o médico e a sua equipe otimizassem suas posições ao redor da mesa, sem que isso afetasse o procedimento intervencionista e com a finalidade de reduzir as doses absorvidas.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

- Desenvolver um modelo para estimar as doses acumuladas das radiações espalhadas, em tempo real usando a durante os procedimentos médicos intervencionistas.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Medir as taxas de doses em torno da mesa de fluoroscopia;
- Construir o mapa de isodoses em torno da mesa de fluoroscopia;
- Exibir, em um monitor de TV, as estimativas das doses acumuladas em tempo real durante procedimentos intervencionistas;
- Comparar os resultados das estimativas das doses acumuladas encontradas nas isodoses do sistema com a literatura.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 RADIAÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são radiações eletromagnéticas, descobertas por Wilhelm Roentgen em 1895, desde então, os raios X têm sido usados clinicamente em todo o mundo para o estudo de fraturas ósseas, cálculo renal, câncer de pulmão, tumores e outros instrumentos de diagnósticos não invasivos.

2.1.1 Produção de Raios X

Entendido de forma simples, a geração de raios X ocorre quando os elétrons são acelerados sob uma diferença de potencial e transformados em radiação eletromagnética. Seibert (1997). Um tubo de raios X, com seus respectivos componentes colocados no vácuo, e um gerador, constituem os componentes básicos da produção de raios X. Os componentes essenciais de um tubo de raios X incluem um cátodo e um ânodo separados a uma curta distância um do outro, um invólucro a vácuo e cabos de alta tensão que formam o gerador de raios X ligado ao cátodo e aos componentes do ânodo, Seibert (2004).

Na geração da produção de raios X, um filamento catódico usinado em um copo catódico é ativado, causando intenso aquecimento do filamento catódico. O aquecimento do filamento leva à liberação de elétrons em um processo denominado emissão termiônica, Bushberg (2013). Os elétrons liberados se formam em uma nuvem de elétrons na superfície do filamento e as forças de repulsão impedem a injeção de elétrons dessa nuvem carregada negativamente, Seibert (2004). Após a aplicação de alta tensão por um gerador de raios X ao cátodo, e também ao ânodo, ocorre uma aceleração dos elétrons ejetados para um ânodo eletricamente positivo, Seibert (1997). O filamento e o copo de foco determinam esse caminho de aceleração. A energia cinética do elétron (medida em keV) está relacionada à tensão aplicada. Uma vez que os elétrons de alta energia cinética finalmente alcançam o ânodo alvo, isso inicia o processo de produção de raios X. O tungstênio é frequentemente o ânodo alvo usual, embora outros alvos materiais também sejam empregados. Os elétrons chegam extremamente perto do núcleo do alvo, causando uma desaceleração e mudança de direção, convertendo a energia cinética em radiação eletromagnética em um processo conhecido como “freamento” ou *bremsstrahlung*, Seibert; Boone (2005). O resultado desse

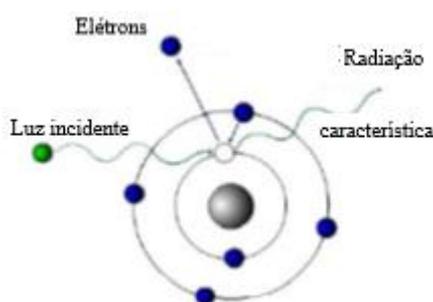
processo pode ser visualizado através de um espectro de energias de raios X. Os elétrons incidentes também podem resultar em ionização, quando o elétron se aproxima, pode remover um segundo elétron pertencente de um átomo do ânodo alvo, perdendo sua energia por ionização ou excitação. Esse processo leva à emissão de um fóton à medida que a lacuna da órbita do elétron é preenchida por um elétron da camada orbital de uma camada externa. Considerando que as energias orbitais e suas diferenças são únicas em átomos, isso denomina em um "raios X característico". Os raios X de *Bremsstrahlung*, no entanto, constituem a maioria dos raios X produzidos neste processo. A produção de raios X, é essencial entender os tipos de interações de raios X.

Existem três tipos importantes de interações que ocorrem entre os raios X e os tecidos do nosso corpo. A interação "clássica" ou "coerente" ocorre quando um raios X atinge um elétron orbital e, subsequentemente, salta e muda de direção, Fosbinder (2002). Esses raios X são de baixa energia e não causam ionização e apenas adicionam uma pequena quantidade ao paciente. Destacaremos dois outros tipos de interações de raios X, o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

2.1.2 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente interage com um elétron orbital do átomo e transfere toda a sua energia para o elétron, conforme mostrado na Figura 4.

Figura 4 - Diagrama do Efeito Fotoelétrico.



Fonte: Adaptado de Turner (2007).

A energia cinética do elétron ejetado é igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron. A energia cinética (E_c) adquirida pelo fotoelétron é igual à energia do fóton incidente ($h\nu$) menos a energia de ligação do elétron (ϕ), como mostra a Equação (1).

$$E_c = h\nu - \phi \quad (1)$$

h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e ϕ é a energia de ligação do elétron orbital.

O elétron deslocado do seu orbital terá sua energia transferida para o meio absorvedor e provocará efeitos danosos no tecido humano.

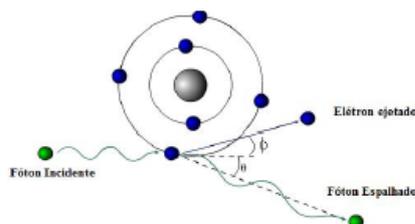
O efeito fotoelétrico predomina em fótons de baixa energia e a probabilidade de isso acontecer será aumentada para meios absorvedores de número atômico mais elevado, Turner (2007).

2.1.3 Espalhamento Compton

No espalhamento "Compton", os raios X de energia mais alta atingem um elétron da camada externa e são fortes o suficiente para removê-lo da camada, causando a ionização de um átomo, Joon Yau Leong, Amir S. Patel (2017).

O espalhamento Compton é o tipo mais comum das interações de raios X, responsável por mais de 70% das interações em imagens médicas. Ele é a interação dos raios X com um elétron orbital onde parte da energia dos raios X incidente é transferida como energia cinética para o elétron e o restante é cedida para o fóton espalhado, levando-se em consideração também a energia de ligação do elétron. O fóton espalhado terá uma energia menor e uma direção diferente do fóton incidente.

Figura 5 - Diagrama do espalhamento Compton.



Fonte: Adaptado de Turner (2007).

Se o fóton incidente com energia $E(h\nu)$ atinge os elétrons orbitais, logo é espalhado em um ângulo θ relativo à direção do fóton incidente com energia cinética K . Nesse processo, a energia e o momento são conservados (Figura 5), Turner (2007).

O elétron é ejetado do átomo e o fóton é espalhado com a energia representada na Equação (2).

$$E_{\text{esp}} = \frac{E_0}{1 + \left(\frac{E_0}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \Phi)} \quad (2)$$

E_0 e E_{esp} são, respectivamente, a energia do fóton incidente e espalhado, em MeV.

θ é o ângulo do fóton espalhado em relação à trajetória incidente.

Φ é o ângulo do elétron ejetado.

A é a energia de repouso do elétron, m_0c^2 , igual a 511 keV.

A probabilidade de espalhamento Compton é independente do número atômico e do material, mas depende da energia do fóton incidente, da densidade eletrônica e da densidade do material absorvente. A maioria dos fótons que interage com materiais atômicos inferiores, tais como os tecidos moles, os ossos, entre outros, sofre esse tipo de espalhamento. O coeficiente de atenuação da massa de Compton, por sua vez, diminui com o aumento da energia do fóton Bushberg (2013).

Em última análise, a atenuação dos raios X depende do número atômico efetivo no tecido, da energia do feixe de raios X e da densidade do tecido, McKetty (1998).

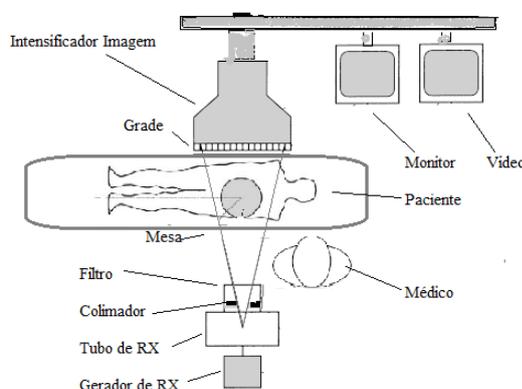
2.2 FLUOROSCOPIA

A fluoroscopia é uma modalidade de imagem que faz uso da radiação ionizante, para guiar pequenos instrumentos como o cateter através dos vasos sanguíneos ou outros caminhos do corpo do paciente, e em tempo real, do movimento das estruturas internas do corpo com alta resolução temporal. A fluoroscopia representa uma vantagem sobre os procedimentos cirúrgicos invasivos, porque requer uma incisão muito pequena, reduzindo substancialmente o

risco de infecção e menor tempo de recuperação do paciente em comparação aos procedimentos cirúrgicos, Koenig et al. (2001).

O sistema de imagem de fluoroscopia consiste de um tubo de raios X que produz raios- X e um receptor de imagem que converte à energia incidente dos raios X em uma imagem visível. A saída do receptor é então distribuída para um sistema de vídeo de circuito fechado, produzindo uma imagem "ao vivo" em um monitor de vídeo. A saída também pode ser enviada para equipamentos que armazenam imagens únicas ou em sucessões de imagens que permitem aos radiologistas revisarem posteriormente a série.

Figura 6 - Representação esquemática de um sistema de fluoroscopia



Fonte: Adaptado de Bushberg (2013)

A figura 6, acima está representados os componentes básicos de um sistema de fluoroscopia, como: tubo de raios X; filtros e colimadores; grade e o intensificador de imagem.

2.2.1 Tubos de raios X

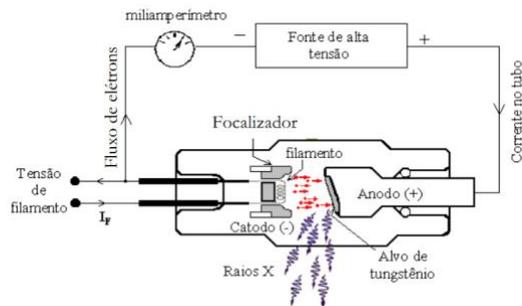
Formado por filamentos, cátodo, ânodo, rolamentos do motor e outros itens, o tubo é a parte onde o feixe de raios X é produzido.

Dentro do tubo de raios X, os elétrons são produzidos por um filamento aquecido e acelerados para o ânodo carregado positivamente. A interação dos elétrons com o ânodo resulta na emissão de raios X. Todo o conjunto é colocado dentro de um invólucro blindado e evacuado.

Presentes no processo de produção de raios X, os feixes de raios X gerados têm uma trajetória linear e atravessam o corpo do paciente, chegando até ao intensificador de imagem.

O tubo de raios X converte energia elétrica fornecida pelo gerador em um feixe de raios X (Figura 7).

Figura 7 - Esquema de produção raios X

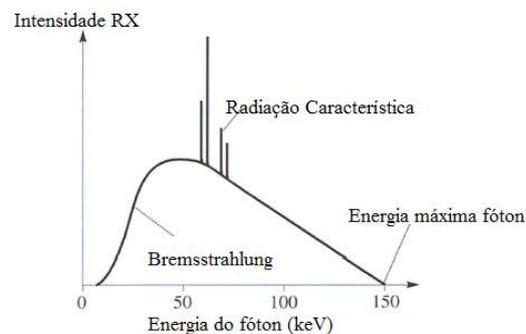


Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

Os elétrons deslocam-se em velocidade muito alta e, ao chocarem-se com o ânodo, são desacelerados fortemente, fazendo com que a energia cinética liberada se transforme em calor e de modo que 1% dessa energia transforme-se em raios X, Knoll (2000).

A produção dos raios X depende do tipo de interação do feixe de elétrons com os átomos do ânodo e pode ser classificada em: a) Radiação de freamento ou Bremsstrahlung, que é o resultado da interação entre os elétrons e o núcleo do átomo do material do ânodo, representando a parte contínua do espectro de raios X e b) Radiação característica, que é o resultado da colisão dos elétrons em alta velocidade com um elétron pertencente às camadas internas do átomo do alvo, provocando a ionização do material na superfície (Figura 8).

Figura 8 – Espectro do raios X



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

2.2.2 Filtros e Colimadores

Esses itens estão colocados logo na saída do tubo de raios X (Figura 8). Os filtros são acoplados ao sistema de fluoroscopia para atenuar o feixe de radiação de acordo com as dimensões do receptor de imagem, enquanto o colimador limita a radiação ao volume de interesse, reduzindo a radiação espalhada e melhorando, assim, o contraste na imagem Schueler, B. A. et al. (2006).

2.2.3 Grade

Embora a função da grade seja reduzir a radiação espalhada que chega ao receptor de imagem e, assim, melhorar o contraste da imagem e a habilidade de visualizar pequenos vasos em procedimentos vasculares, o seu uso requer um aumento da dose devido à sua própria atenuação Schueler, B. A. et al. (2006).

2.2.4 Tubo Intensificador de Imagem

O tubo intensificador de imagem é um dos componentes principais do sistema de fluoroscopia, pois permite a transformação dos fótons de raios X em um sinal luminoso, e funciona como receptor da radiação emergente do corpo do paciente, permitindo que uma imagem de baixa intensidade seja convertida em uma imagem com elevada intensidade de brilho. Quando essa radiação emergente chega ao intensificador de imagem, ela é recebida em uma tela fosforescente de entrada que a absorve e a converte em fótons de luz. Os fótons de luz atingem um fotocátodo e são convertidos em fotoelétrons. Estes são acelerados, multiplicados e conduzidos a uma tela fosforescente de saída.

Quando absorvidos, os fótons promovem a emissão de luz em fotoelétrons, que corresponderá ao brilho e ao contraste da imagem produzida. Esse processo leva a imagem a ser transmitida para uma câmera de TV ou CCD, que converte os sinais luminosos em sinais elétricos.

No sistema de fluoroscopia, são muitas as imagens geradas, as quais descrevem as dinâmicas dos movimentos internos do corpo humano.

2.3 OUTROS COMPONENTES DO SISTEMA DE FLUOROSCOPIA

- Console de operação, ou painel de controle, onde se selecionam os parâmetros de controle necessários para os feixes de raios X gerarem a imagem. Esse componente é responsável por controlar o equipamento. Nele, o técnico programa a corrente, a tensão e o tempo de exposição à radiação, que variam de acordo com o exame.
- Carcaça protetora, cuja principal função é proteger contra danos o tubo de raios X e outras partes, como o colimador. Ela conta com sistemas de resfriamento, já que a produção dos raios X gera bastante calor. Inclusive, a carcaça é um dos componentes que ajuda a reduzir a exposição do paciente à radiação, pois costuma ser forrada por chumbo.

Atualmente, os sistemas de fluoroscopia (Figura 9) apresentam muitos recursos para a interpretação das imagens médicas para a verificação das funcionalidades e da dinâmica das estruturas anatômicas em procedimentos intervencionistas.

Figura 9 - Sistema fluoroscopia, sala Hemodinâmica HU/UEL



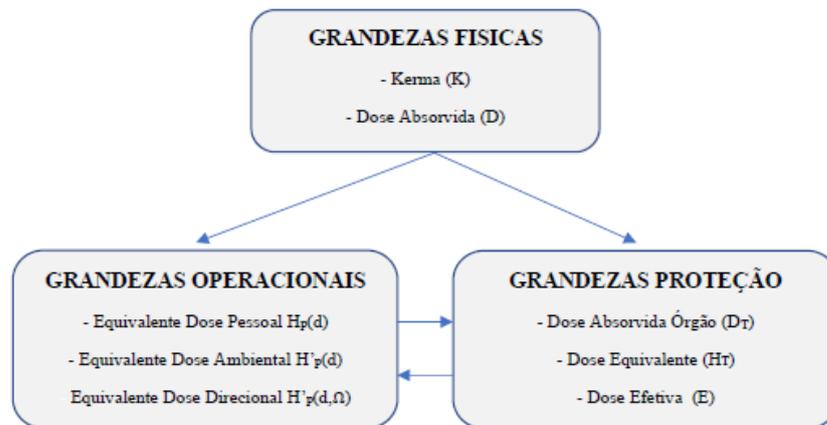
Fonte: Adaptado de (Axiom Artis FC Siemens AG, 2001)

2.4 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Com a utilização da radiação ionizante aplicada à área médica, permitiu-se alcançar benefícios em suas aplicações, mas também se percebeu o surgimento dos efeitos danosos à saúde do ser humano. Devido a essas preocupações, surgiram métodos para caracterização e medição da radiação em sua interação com o tecido humano Costa et al. (2016).

Nesse sentido, as grandezas dosimétricas descrevem a energia depositada por um conjunto de feixes de raios X e de outros tipos de radiações em um determinado meio, relacionando, quantitativamente, as medições com as alterações físicas, químicas e biológicas no alvo dessas radiações. As grandezas dosimétricas, com as recomendações da ICRP e da ICRU Bartlett et al. (2017), estão divididas em três categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais (Figura 10).

Figura 10 - Relação entre as grandezas físicas, operacionais e de proteção radiológica



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

2.4.1 Grandezas Físicas

Grandezas físicas são aquelas que podem ser medidas tanto quantitativamente quanto qualitativamente a partir das propriedades observadas dos fenômenos físicos. Além disso, essas grandezas são essenciais para quantificar a incidência de diversas alterações biológicas como uma função da quantidade de radiação recebida.

2.4.1.1 Kerma

Kerma (*Kinetic Energy Released per Unit of Mass*), é o quociente entre dE_{tr} que corresponde à soma das energias cinéticas iniciais de todas as n-partículas carregadas, liberadas dos átomos pela radiação ionizante sem carga, por um elemento de massa dm , de um determinado material, Suliman et al. (2011 e Turner (2007) expressa pela Equação (3):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3)$$

A unidade SI do kerma é $J.kg^{-1}$, denominado por Gray (Gy).

2.4.1.2 Dose absorvida

Dose absorvida representa a energia por unidade de massa que é retida na matéria e que pode produzir efeitos atribuíveis à radiação, expressa pela Equação (4):

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (4)$$

$d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em uma quantidade de matéria de massa, dm , em um elemento de volume. A unidade SI para dose absorvida é o Gray (Gy), que equivale à quantidade de radiação que provoca a absorção de 1J por kg de matéria exposta à radiação Knoll (2000).

2.5 GRANDEZAS DE PROTEÇÃO

As grandezas de proteção permitem quantificar tanto os danos causados pelas radiações ionizantes e pela energia da dose recebida em um órgão do corpo humano quanto os efeitos danosos aos órgãos.

2.5.1 Dose Equivalente

A dose equivalente, H_T , corresponde à dose absorvida ponderada no órgão ou tecido, e W_R é o fator de ponderação da radiação Knoll (2000), é definida pela Equação (5):

$$H_T = \sum W_R D_{T,R} \quad (5)$$

w_R é o fator de ponderação da radiação R, e $D_{T,R}$ é a dose média absorvida pelo tecido ou órgão específico, T. A unidade da dose equivalente, *Sievert* (Sv), é a mesma dose absorvida $J.kg^{-1}$.

2.5.2 Dose Efetiva

A dose efetiva, E , é a grandeza de proteção radiológica para as diferentes radios sensibilidades dos vários órgãos do corpo humano. Ela é o somatório dos produtos das doses equivalentes por um fator de ponderação (w_T) dos órgãos, como mostra a Equação (6):

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (6)$$

H_T representa a dose equivalente no tecido ou órgão T e é o fator de ponderação para um determinado tecido ou órgão T.

Essa grandeza considera a parcela de contribuição de cada órgão irradiado, sendo que os valores da dose efetiva estão associados à radios sensibilidade dos órgãos ou tecidos.

Esses fatores de ponderação são independentes do tipo de radiação e da energia utilizada. A unidade para a dose equivalente é a mesma da dose absorvida, $J.kg^{-1}$, também designado por *Sievert* (Sv).

2.6 GRANDEZAS OPERACIONAIS

As estimativas para determinar as grandezas operacionais foram definidas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, ICPR, que estabeleceu duas medidas de exposição à radiação externa: uma equivalente à dose pessoal e outra equivalente à dose ambiente, para os casos de irradiação com fontes externas ao corpo.

2.6.1 Monitoramento Individual

A grandeza $H_p(d)$ é uma grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto Suliman et al. (2011).

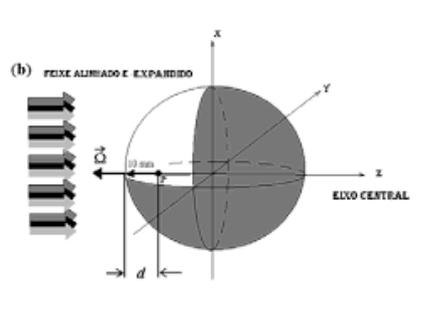
2.6.2 Monitoramento da Área

O equivalente de dose ambiente é usado para avaliar a exposição ocupacional quando as pessoas que estão em um dado ambiente podem não utilizar monitores individuais.

A grandeza $H^*(d)$ é uma grandeza operacional para monitoração de área em ambientes de trabalho, sendo o produto da dose absorvida em um ponto pelo fator de qualidade da radiação, correspondente ao que seria produzido em uma esfera de tecido equivalente a 30 cm de diâmetro, na profundidade d .

O valor medido dentro da esfera ICRU, dose equivalente, corresponde à medida no corpo humano Bartlett et al. (2017). Essa grandeza é comumente expressa em Sievert (Sv) (Figura 11).

Figura 11 - Geometria de irradiação da esfera ICRU



Fonte: Adaptado de Bartlett et al. (2017)

2.7 EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES

A técnica de fluoroscopia utilizada nos procedimentos médicos possibilita a visualização das estruturas internas do corpo humano de modo não invasivo. Entretanto, devido ao uso intensivo radiações ionizantes, os médicos, enfermeiros e paciente ficam expostos, o que acaba sendo prejudicial à saúde, Turner (2007)

Quando expostas à radiação ionizante, as células podem sofrer danos devido à ação de eventos físicos, químicos e biológicos, que começam com a interação da radiação com os átomos que formam essas células. A ionização dos átomos afeta as moléculas, que poderão causar danos às células e, conseqüentemente, aos tecidos e órgãos, até afetarem o funcionamento do corpo inteiro.

Com a interação da radiação com o tecido humano, exposto aos raios X, pode ocorrer ionizações nas células, havendo a possibilidade de romper as ligações moleculares, formando radicais livres e até mesmo a quebra do DNA (ácido desoxirribonucleico). A molécula de

DNA é a responsável pela transmissão das características genéticas das células e, se ela for danificada, poderá produzir material genético defeituoso e ocasionar o aparecimento do câncer Gershan; Acovska (2013 e Suliman et al. (2011).

Os efeitos biológicos provocados pelas radiações Vetter (2008) classificam-se em: a) Efeitos determinísticos, observados somente após um limiar de dose a ser atingido, ou seja, há uma dose mínima para que tal efeito seja observado. Nesse caso, existe a relação de causa e efeito, podendo-se dizer que o efeito sentido foi proveniente da exposição à radiação. Esses efeitos ocorrem principalmente em radioterapia e procedimentos intervencionistas quando são necessários longos tempos de fluoroscopia e várias aquisições de imagem; b) Efeitos estocásticos, nos quais não há uma relação clara entre causa e efeito, isto é, não se pode atribuir, com certeza, os danos observados à exposição à radiação.

O período de latência, que equivale ao tempo entre a exposição e o aparecimento de sintomas, pode ser de meses a anos. Apesar de haver uma boa evidência de que células danificadas pela radiação possam gerar câncer, não é possível afirmar que a exposição vai levá-las ao câncer ou que todo câncer é proveniente de uma irradiação.

Os efeitos também podem se dividir em somáticos ou genéticos. Os somáticos se manifestam no próprio indivíduo irradiado, enquanto os genéticos afetam as células reprodutivas do indivíduo, manifestando-se apenas nos seus descendentes.

2.8 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica desempenha um papel fundamental em âmbito mundial através das recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). Em âmbito nacional, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária, ANVISA (2019) e a Comissão Nacional de Energia Nuclear Nn (2017) (CNEN) regulam e fiscalizam o uso da radiação ionizante.

A ICRP determina três princípios básicos de proteção radiológica adotados no Brasil, pelo Ministério da Saúde (MS), através da RDC N.º 330 ANVISA (2019), de 1998, a saber:

- Princípio da justificação das práticas: nenhuma prática deve ser adotada se isso não beneficiar a pessoa e/ou a sociedade a serem expostas à radiação ionizante. Por isso, os benefícios deverão ser mais significativos em relação aos riscos das pessoas e/ou sociedade em questão;

- Princípio da otimização: as exposições às radiações ionizantes deverão permanecer tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, tal como afirma o conceito ALARA (*as low as reasonably achievable*), considerando os fatores econômicos e sociais envolvidos;
- Princípio da limitação das doses: aplica-se ao pessoal ocupacionalmente exposto à radiação ionizante e ao público em geral, devendo ser considerados os limites de dose recomendados pela IAEA (2006) no sentido de observar que os efeitos determinísticos e os efeitos estocásticos sejam minimizados e em níveis seguros.

2.9 LIMITES DE DOSES

As Normas de Proteção Radiológica, CNEN 114/2011, ICRP2007, e a RDC N.o 330/2019 estabelecem que os limites de doses efetivas não devem exceder 20 mSv por ano.

O monitoramento individual da dose é realizado através de dosímetros necessários para o controle de que a dose não exceda os limites. A isso acrescenta-se a importância de o profissional utilizar os equipamentos de proteção individual (EPIs), como aventais e óculos plumbícos, protetor de tireoide etc.

A Portaria RDC N.o 330/2019 ANVISA (2019) determina que a dose no tronco deve ser regularmente conhecida e registrada. Essa determinação estende-se a outras partes do corpo, que têm seus próprios limites.

O médico intervencionista, por estar muito próximo do feixe principal, fica exposto a maior exposição da radiação espalhada em suas mãos e seus olhos. São apresentadas, na Figura 12, algumas imagens desses equipamentos.

Figura 12 - Equipamentos de Proteção Radiológica

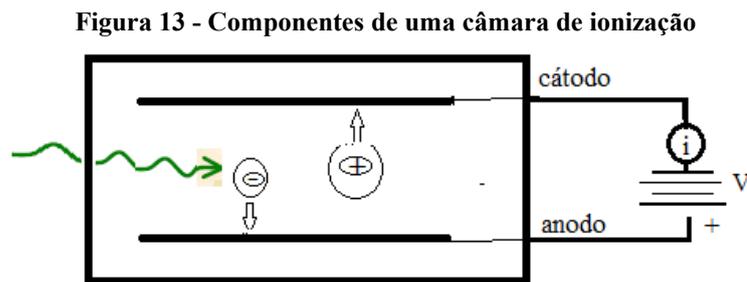


Fonte: Adaptado de Badawy et al. (2016 e Livingstone; Varghese (2017 e Ploussi; Efstathopoulos (2016)

2.10 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

Câmara de ionização é um detector de radiação usada para determinar a intensidade de um feixe de radiação ou para contar partículas individuais carregadas. O dispositivo consiste em um recipiente cilíndrico cheio de gás no qual um campo elétrico é mantido a uma voltagem que mantém a parede negativa em relação a um fio que se estende ao longo do eixo. Quando um fóton ou uma partícula carregada entra na câmara, é convertido algumas das moléculas de gás em íons positivos e elétrons; sob a influência do campo elétrico, essas partículas migram para a parede e para o fio, respectivamente, e fazem com que um pulso de corrente observável flua através do circuito que une esses elementos.

Convencionou-se chamar de câmara de ionização o tipo de detector no interior do qual são formados pares de íons que originam o sinal a ser medido (Figura 13).



Fonte: Adaptado de Knoll (2000)

Esse tipo de detector consiste em dois eletrodos nos quais são aplicadas tensões elétricas Knoll (2000). A radiação ionizante, ao passar no espaço preenchido com gás entre os dois eletrodos, dissipa parcial ou totalmente a sua energia, criando pares de íons, sob a influência do campo elétrico. Os íons positivos vão migrar para o cátodo e os íons negativos ou elétrons deslocar-se-ão para o ânodo, induzindo uma corrente que pode ser medida conforme o tipo de sinal que se obtém à saída.

2.11 INCERTEZAS NAS MEDIDAS DA RADIAÇÃO

A incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor mensurado. Isso porque, quando são feitas medidas de qualquer natureza, elas apresentam diferenças nos seus resultados. O resultado de uma medição, após a correção dos efeitos sistemáticos reconhecidos, é ainda tão somente a estimativa do valor mensurado, por

causa da incerteza proveniente dos efeitos aleatórios e da correção imperfeita do resultado para efeitos sistemáticos.

As incertezas são caracterizadas como: a) incertezas do tipo A, fundamentadas em parâmetros estatísticos; b) incertezas do tipo B, baseadas em parâmetros não estatísticos, tais como informações anteriores, certificado de calibração, especificações dos instrumentos, manuais técnicos, entre outros; e c) incertezas expandidas.

A incerteza é estimada por uma equação que reflete a ação combinada das várias fontes de erros considerados. O valor obtido representa uma faixa de valores em torno do valor médio, onde se espera encontrar o resultado da medição.

A equação da incerteza combinada, Equação (7), é:

$$u_c = \sqrt{(u_1^2 + u_2^2 + \dots + u_n^2)} \quad (7)$$

2.12 CRITÉRIO DE CHAUVENET PARA UMA DISTRIBUIÇÃO NORMAL

Quando se realiza uma sequência de N medidas, $N = \{x_0, x_1, \dots, x_{N-1}\}$, de um mesmo objeto, e podemos encontrar alguns resultados que estariam fora do intervalo da distribuição normal.

Em geral, tais resultados podem ser atribuídos às falhas que provocam distorções significativas. Como os resultados anômalos podem afetar sensivelmente a média e comprometer a exatidão do processo, é razoável algum critério para seu descarte. Nesse sentido, o critério de Chauvenet é um dos métodos mais simples e mais usados para indicar os resultados a serem descartados.

O critério estatístico de Chauvenet Leon-Garcia (2009) se inicia calculando a média aritmética, Equação (8), e o desvio padrão, Equação (9), σ das N medidas do conjunto M .

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i \quad (8)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \bar{x})^2} \quad (9)$$

Tendo a média aritmética \bar{x} e o desvio padrão σ calculados, para cada valor $x_i \in M$, com $0 \leq i \leq N-1$, deve-se verificar se x_i discorda das demais medidas do conjunto através da avaliação da probabilidade de obter tal valor no conjunto, como mostra a Equação (10).

$$t_i = \frac{|x_i - \bar{x}|}{\sigma} \quad (10)$$

O critério de Chauvenet considera que as medidas do conjunto M representam uma variável contínua sujeita a erros aleatórios, enquadrando-se no modelo da distribuição normal (Gaussiana). Portanto deve-se verificar a probabilidade de se encontrar uma medida como a x_i dentro do conjunto de medidas M segundo a distribuição normal.

A Equação (11) é a função da distribuição normal, na qual \bar{x} é o valor médio da medida \bar{x} e σ é o desvio padrão.

$$G_{\bar{x},\sigma} = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\bar{x})^2}{2\sigma^2}} \quad (11)$$

A integral de $G_{\bar{x},\sigma}(x)$ é denominada Integral do Erro Normal. A Equação (12) exhibe essa integral com x entre a e b .

$$Prob(a \leq x \leq b) = \int_a^b G_{\bar{x},\sigma}(x) dx \quad (12)$$

A integral da Equação (13), calculada no intervalo de $a = \bar{x} - t_\sigma$ e $b = \bar{x} + t_\sigma$, fornece a probabilidade de a medida x estar contida dentro do desvio padrão de t_σ em um ou outro lado de \bar{x} .

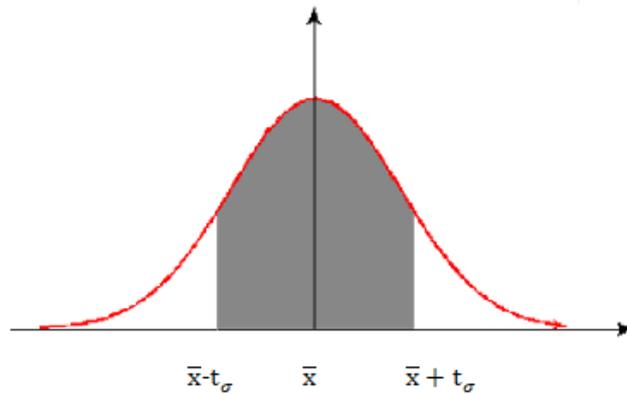
$$P(\text{dentro } t_\sigma) = P(\bar{x} - t_\sigma \leq x \leq \bar{x} + t_\sigma) = \int_{\bar{x}-t_\sigma}^{\bar{x}+t_\sigma} G_{\bar{x},\sigma}(x) dx = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-t}^t e^{-\frac{z^2}{2}} dz \quad (13)$$

De modo complementar, a probabilidade de uma medida pertencer à parte exterior (fora t_σ) da curva, para o mesmo intervalo, é dada pela Equação (14):

$$P(\text{fora } \bar{x} \pm t_\sigma) = 1 - P(\text{dentro } \bar{x} \pm t_\sigma) \quad (14)$$

Para o critério de Chauvenet, deve-se calcular a $P(\text{fora } \bar{x} \pm t_\sigma)$, que indica a probabilidade de o ponto x estar fora do intervalo $\bar{x} \pm t_\sigma$ (Figura 14).

Figura 14 - Curva Normal (Leon-Garcia, 2009)



Fonte: Adaptado de Leon-Garcia (2009)

O passo seguinte do critério de eliminação é calcular o número de medidas esperadas que estejam fora do intervalo $\bar{x} \pm t_\sigma$, multiplicando a probabilidade $P(\text{fora } \bar{x} \pm t_\sigma)$ pelo número de elementos do conjunto M , ou seja, $N = |M|$, demonstrado pela Equação (15).

$$n = N \times P(\text{fora } \bar{x} \pm t_\sigma) \quad (15)$$

Se $n < 1/2$, de acordo com o critério de Chauvenet, x_i deve ser descartado do conjunto M .

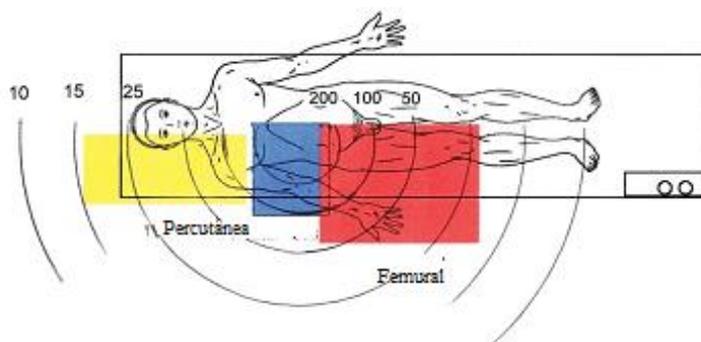
Com a exclusão das medidas consideradas “ruins” pelo critério de Chauvenet, somente as restantes devem ser consideradas em cálculos posteriores.

2.13 CURVAS DE ISODOSES

Curvas de isodoses representam um conjunto de pontos de algum plano em um determinado meio (água, acrílico, músculo, etc.) que têm o mesmo valor de dose absorvida para um determinado feixe de tratamento. Dessa forma, a representação da linha correspondente às doses recebidas ao redor do feixe principal recebe o nome de curva de isodose.

A curva de isodose (Figura 15) é uma função do formato, da área do campo irradiado, da distância foco-superfície e da qualidade do feixe Schueler et al. (2006).

Figura 15 - Curvas de isodoses das taxas de doses medidas



Fonte: Adaptado de Whitby; Martin (2005)

2.14 REVISÃO DA LITERATURA

Marshall e Faulkner Marshall et al. (2010), em seu artigo *The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology*, descrevem a medição e a previsão da dose da radiação espalhada e o produto dose-área na equipe de médicos intervencionistas em torno da mesa onde ocorrem os procedimentos intervencionistas, observando se a geometria do tubo de raios X localiza-se acima ou abaixo da mesa de fluoroscopia. Com o conhecimento dessas informações, foi possível relacionar as medidas para proteção do médico intervencionista e estimar as doses através de técnica de fatores relativos à sua posição em torno da mesa com o paciente.

O objetivo do trabalho *Radiation exposure to medical staff in interventional radiology*, desenvolvido por Vañó et al. (1998), foi determinar os níveis de dose ocupacional típicos em instalações de radiologia e cardiologia intervencionistas e relacionar as doses ao paciente e à dosimetria ocupacional por meio do produto dose-área.

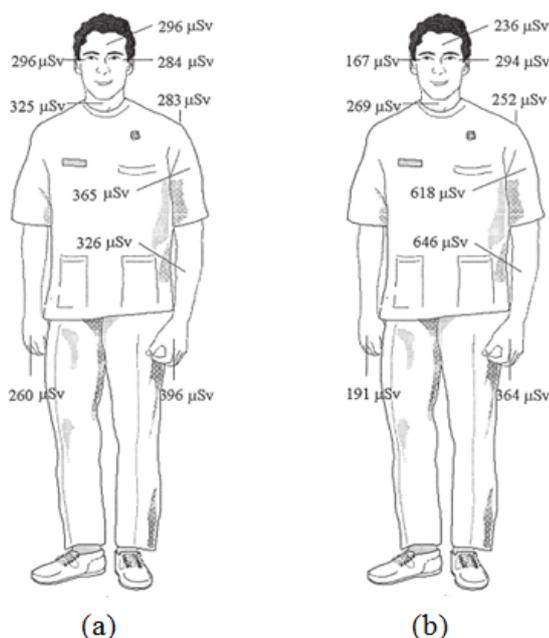
Nesse sentido, foi estabelecida uma correlação experimental entre registros dosimétricos ambientais e produtos dose-área nos centros estudados. O estudo abrangeu uma amostra de 83 procedimentos realizados por dez especialistas em seis laboratórios. Os radiologistas e cardiologistas monitorados usaram nove chips termoluminescentes próximos aos olhos, testa, pescoço, mãos, ombro esquerdo, antebraço esquerdo e braço esquerdo durante cada procedimento. Além disso, os dispositivos eletrônicos de leitura direta para dosimetria ambiental foram colocados no arco-C do sistema de raios X, para estimar aproximadamente o nível de risco de radiação ocupacional.

As doses típicas de ombro derivadas da dosimetria eletrônica variaram entre 300 e 500 μSv por procedimento, assumindo que nenhuma tela de proteção de chumbo foi usada.

Usando esses valores e dados de dose-área em pacientes nos dois laboratórios, as taxas médias foram de 84 e 120 μSv obtidas para procedimentos de cardiologia. Por fim, foram encontradas reduções de dose ocupacional de aproximadamente 20% ao usar feixes de raios X altamente filtrados com redução do potencial de tubo automático (kV).

Os valores médios e as doses por procedimentos monitorados por radiologistas e cardiologistas estão apresentados graficamente na Figura 16

Figura 16 -Valores das doses médias - (a) Médico radiologista e (b) Médico cardiologista



Fonte: Adaptado de Williams (1998)

.O estudo *An investigation of operator exposure in interventional radiology*, de Schueler et al. (2006), foi conduzido para investigar como a exposição da radiação espalhada no operador em radiologia intervencionista é afetada por várias condições resultantes das imagens da fluoroscopia. Os níveis de radiação espalhada ao redor da mesa de fluoroscopia de um sistema angiográfico de arco-C foram medidos com um objeto espalhador antropomórfico de abdômen sob diferentes condições de imagem, e curvas de isodose foram construídas.

À exposição da radiação espalhada no operador mostrou aumentar com o produto dose-área do paciente conforme o campo de visão de imagem, “*Field of View*” (FOV) é alterado, com os níveis de dispersão mais altos ocorrendo com um FOV de tamanho intermediário. O uso de filtragem de feixe espectral de cobre resultou na diminuição da

exposição do operador, enquanto o uso de filtros de equalização em forma de cunha aumentava conforme a exposição.

O efeito do aumento da espessura do abdômen do paciente foi simulado circundando o objeto espalhador com material plástico. O aumento da espessura em 5 cm resultou em uma duplicação da exposição na cintura do operador. À exposição da radiação espalhada na parte superior do corpo do operador foi significativamente reduzida quando o FOV foi posicionado do outro lado do paciente. A exposição da radiação espalhada no operador pôde ser mantida em um nível aceitável levando-se essas variáveis em consideração e incorporando as técnicas de redução de dose sugeridas na prática de rotina o máximo possível.

Em *Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room*, de Sanchez et al. (2010), foi realizada a avaliação em sistema de dose ocupacional, “*Dose Aware System*” (DAS), mostrando as doses de radiação da equipe em tempo real, nas salas de angiografia do hospital.

O sistema usa detectores eletrônicos de estado sólido com armazenamento de memória de alta capacidade. A cada segundo, ele arquiva a dose e a taxa de dose medida, conectadas sem fio a uma tela da estação base montada perto dos monitores de diagnóstico.

Uma fácil transferência dos valores para uma planilha de dados permite uma análise mais aprofundada do perfil de dosagem de dispersão medido durante o procedimento, compara-o com as doses do paciente e procura encontrar as ações mais eficazes para reduzir a exposição do operador à radiação.

As doses ocupacionais cumulativas medidas por procedimento (avental de chumbo sobre o ombro) variaram de 0,6 a 350 μSv quando a tela suspensa no teto foi usada. Quando a tela suspensa não foi usada e os radiologistas permaneceram dentro da sala de angiografia durante as aquisições de DSA, as taxas de dose registradas na posição do operador atingiram até 1–5 mSv/h durante a fluoroscopia e 12–235 mSv/h durante as aquisições de DSA. Nesse caso, a dose de dispersão cumulativa pode ser superior a 3 mSv por procedimento.

À exibição em tempo real das doses para os membros da equipe avisa os intervencionistas sempre que as taxas de dosagem de dispersão são muito altas ou as ferramentas de proteção contra radiação não estão sendo usadas adequadamente, oferecendo uma oportunidade de melhorar a proteção pessoal de acordo.

Em *A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements e Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done?*, Martin

(2009, 2011) revisa os estudos de doses da radiação recebidas durante procedimentos de raios X por radiologia, cardiologia e outros corpos clínicos.

Dados para dose efetiva (E) e doses para os olhos, tireoide, mãos e pernas foram analisados. Esses dados foram complementados com medições locais para determinar a parte mais exposta da mão para fins de monitoramento. Existem intervalos de 60-100 em doses para tecidos individuais relatados na literatura para procedimentos semelhantes em diferentes centros.

Embora os intervalos nas doses por produto de área de dose unitária (DAP) estejam entre 10 e 25, grandes variações na dose resultam de diferenças na sensibilidade do equipamento de raios X, no tipo de procedimento e na técnica do operador. Os fatores de proteção, porém, continuam sendo importantes na manutenção dos níveis de dose a mais baixa possível.

A influência dos dispositivos de proteção é significativa para determinar a dose nos olhos e na tireoide, sendo a posição do operador, que depende do procedimento, o fator mais significativo na determinação das doses nas mãos. Um segundo dosímetro corporal usado no nível do colar é recomendado para operadores com altas cargas de trabalho para uso na avaliação da dose efetiva e da dose no olho.

Propõe-se, então, que os valores do terceiro quartil das distribuições de dose por unidade de DAP identificada na revisão possam ser empregados na previsão das ordens de magnitude das doses para o olho, tireoide e mãos, com base nas cargas de trabalho do operador intervencionista. Essas estimativas de dose podem ser empregadas em avaliações de risco ao revisar os requisitos de proteção e monitoramento. Um dosímetro usado no dedo mínimo da mão mais próximo ao tubo de raios X é recomendado para monitorar a mão.

O estudo de Mai (2011), *The use of a Real-Time Displayed Measuring System for X-rays*, utilizou o sistema de exibição de medida por raios X em tempo real (*DoseAware*) para avaliar as doses recebidas pelos médicos intervencionistas e por sua equipe em uma sala de angiografia.

O sistema, usado para conscientizar a equipe médica durante o procedimento médico intervencionista em relação à radiação espalhada, tem dosímetro que detecta a radiação em uma plataforma para visualizar as taxas de doses e doses acumuladas. Tais informações são armazenadas e exportadas para um computador, onde dois programas de software permitem analisar e compilar os dados referentes à dose.

Esse estudo foi realizado no hospital *Halmstad*, com equipe composta por três cardiologistas e dez enfermeiros com conhecimento especial em intervenção coronária percutânea (PCI), e as informações das doses foram coletadas durante dois meses. O sistema *DoseAware* melhorou a consciência da importância da proteção da radiação, resultando em uma mudança na dosagem nos pacientes e na diminuição das doses nos médicos intervencionistas e sua equipe. Por fim, constatou-se que as estimativas das doses no olho foram bem abaixo do limite.

A 'ICRP, 2013. *Radiological Protection in Cardiology*. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1)', Cousins et al. (2013b), propõem as recomendações revisadas para um Sistema de Proteção Radiológica que substituem formalmente as Recomendações anteriores da Comissão, de 1990; e atualizar, consolidar e desenvolver as orientações adicionais sobre o controle da exposição de fontes de radiação emitidas desde 1990. Os procedimentos na medicina nuclear cardíaca, tomografia computadorizada (TC) cardíaca, procedimentos de cardiologia intervencionista e procedimentos de eletrofisiologia estão aumentando em número e são responsáveis por uma parte importante da exposição do paciente à radiação na medicina. Intervenções coronárias percutâneas complexas e procedimentos de eletrofisiologia cardíaca estão associados as altas doses de radiações. Esses procedimentos podem resultar em doses altas na pele do paciente o suficiente para causar lesões por radiação e aumentar o risco de câncer. O tratamento de doenças cardíacas congênitas em crianças é uma preocupação. Além disso, à equipe em laboratórios de cateterismo cardíaco pode receber altas doses de radiação se as ferramentas de proteção radiológica não forem usadas adequadamente. A Comissão forneceu recomendações para proteção radiológica durante intervenções guiadas por fluoroscopia na Publicação 85, para proteção radiológica em TC nas Publicações 87 e 102 e para treinamento em proteção radiológica na Publicação 113 (ICRP, 2000b, c, 2007a, 2009). Este relatório é focado especificamente em cardiologia e reúne informações relevantes para a cardiologia a partir de documentos publicados pela Comissão. Há ênfase nos procedimentos de imagem e nas intervenções específicas da cardiologia. O material e as recomendações do documento atual foram atualizados para refletir as recomendações mais recentes da Comissão. Este relatório fornece orientação para auxiliar o cardiologista com procedimentos de justificativa e otimização da proteção em estudos de TC cardíaca, estudos de medicina nuclear cardíaca e intervenções cardíacas guiadas por fluoroscopia. Inclui discussões sobre os efeitos biológicos da radiação, princípios de proteção radiológica, proteção da equipe durante intervenções guiadas por fluoroscopia, treinamento em proteção radiológica e estabelecimento

de um programa de garantia de qualidade para imagens e intervenções cardíacas. Como lesão de tecido, principalmente lesão de pele, é um risco para intervenções guiadas por fluoroscopia, atenção especial é dedicada a exemplos clínicos de lesões de pele relacionadas à radiação de intervenções cardíacas, métodos para reduzir a dose de radiação do paciente, recomendações de treinamento e programas de garantia de qualidade para fluoroscopia intervencionista.

Evaluation of the impact for a system for real-time visualization of occupational radiation dose rate during fluoroscopically guided procedures, de Sandblom et al. (2013), evidenciou que a otimização da proteção radiológica para operadores que trabalham com procedimentos usando a fluoroscopia deve ser realizada durante o procedimento, em condições variadas e difíceis.

O objetivo do estudo foi avaliar o impacto de um sistema de visualização em tempo real da taxa de dose de radiação na otimização da proteção radiológica ocupacional em procedimentos guiados por fluoroscopia realizados em um laboratório de cardiologia por três cardiologistas e dez enfermeiras assistenciais.

As doses de radiação coletadas quando as taxas de dose de radiação não foram exibidas para a equipe foram comparadas com as doses de radiação coletadas quando as taxas de dose de radiação foram exibidas. Quando as taxas de dose de radiação foram exibidas para a equipe, um cardiologista e as enfermeiras assistentes reduziram significativamente suas doses pessoais de radiação.

A mediana da dose de radiação ($H_p(10)$) por procedimento diminuiu de 68 para 28 μSv ($p = 0,003$) para o cardiologista e de 4,3 para 2,5 μSv ($p = 0,001$) para os auxiliares de enfermagem, indicando que um sistema de visualização em tempo real da taxa de dose de radiação pode ter um impacto positivo na otimização da proteção radiológica ocupacional.

No estudo de Khosravinia (2013), *Staff dose measurement in real time, an evaluation of Unfors Raysafe i2*, os trabalhadores de radiologia intervencionista encontram-se expostos à radiação ionizante. Como, na Suécia, o monitoramento da dose acumulada para profissões que envolvem radiação ionizante é obrigatório, muitos são os aplicativos que permitem visualizar e medir a dose acumulada do pessoal. O sistema *DoseAware*, distribuído comercialmente pela Philips, foi desenvolvido, projetado e fabricado principalmente pela *Unfors Instrument AB* em Gotemburgo, na Suécia, com o nome comercial *Unfors Raysafe i2*. Ele é um sistema de

visualização de dose em tempo real que usado, principalmente, para aumentar a consciência dos profissionais. Esse estudo, portanto, trata da funcionalidade, do desempenho e da usabilidade do *Unfors Raysafe i2* como um dosímetro para a equipe de um laboratório de radiologia intervencionista, para examinar as diferenças em comparação a outros sistemas e validá-las em relação à medição tradicional de TLDs.

No estudo, o sistema de detecção de dose foi instalado no IR-lab do hospital de Umeå. A primeira sessão de medição foi uma medição cega, ou seja, o pessoal não foi capaz de ver sua dose. Antes da segunda medição, algumas dicas foram dadas a eles, bem como explicações sobre higiene de radiação de trabalho. Depois, outra sessão de medição foi realizada, chamada de “medição aberta”, na qual eles podiam ver o monitor do sistema de detecção de dose que exibia suas doses individuais. Na comparação entre os resultados adquiridos de ambas as semanas, há uma diminuição na dose acumulada para o radiologista em quase 20%.

Christopoulos et al. (2014), em *Effect of a Real-Time Radiation Monitoring Device on Operator Radiation Exposure During Cardiac Catheterization* (2014), fizeram o estudo da redução da radiação durante cateterismo cardíaco usando monitoramento em tempo real, procurando examinar o efeito de um dispositivo de detecção de radiação que fornece relatórios de dose do operador em tempo real por meio de dispositivo de informações auditivas (Beeper Sv) sobre a dose do paciente e a exposição do operador durante o cateterismo cardíaco.

O efeito do dispositivo *Beeper* na exposição à radiação do operador foi consistente no estudo, mostrando que o uso do dispositivo de monitoramento de radiação em tempo real pode reduzir significativamente a exposição à radiação do operador durante o cateterismo.

O conhecimento da exposição à radiação médica permite a aplicação dos princípios de proteção à radiação, como mostram Sailer et al. (2017) em *Optimizing Staff Dose in Fluoroscopy Guided Interventions by Comparing Clinical Data with Phantom Experiments* (2017). Nesse estudo, cujo objetivo foi obter informações sobre as doses processuais e ocupacionais, foi instalado o sistema de monitoramento de dose de paciente e equipe dedicado e automatizado em tempo real (Portal DoseWise, Philips Healthcare). Todos os radiologistas intervencionistas, cirurgiões vasculares e técnicos usavam medidores de dose pessoais (PDMs, DoseAware, Philips Healthcare).

O sistema de monitoramento de dose registrou, simultaneamente, para cada procedimento, dados relacionados à dose como o produto da área de dosagem (DAP) e a dose efetiva da equipe (E) dos PDMs. O uso e o tipo de blindagem foram registrados separadamente. Todos os procedimentos foram analisados de acordo com o tipo de procedimento, incluindo estes: ilíacas e/ou procedimentos de recanalização venosa cava (n = 68), procedimentos de reparo endovascular da aorta (n = 63), intervenções do ducto biliar (n = 58), procedimento de gastrostomia percutânea (n = 28), entre outras intervenções cerebrais (n = 112).

Os resultados indicaram que a mediana (\pm IQR) das doses de DAP variou de 2,0 (0,8–3,1) (gastrostomia percutânea) a 84 (53–147) Gy cm² (procedimentos de reparo aórtico). A mediana (\pm IQR) das doses do primeiro operador variaram de 1,6 (1,1–5,0) μ Sv a 33,4 (12,1–125,0) para esses procedimentos, respectivamente. A exposição relativa, determinada como a primeira dose do operador normalizada para o DAP do procedimento, variou de 1,9 nas intervenções biliares e a 0,1 μ Sv/Gy cm² nas intervenções cerebrais, indicando grande variação na dose da equipe por unidade de DAP entre os tipos de procedimento.

O monitoramento da dose em tempo real foi capaz de identificar os tipos de intervenções com uma dose absoluta ou relativamente alta da equipe e pôde permitir a otimização específica da proteção contra radiação.

Evaluation of Methods of Displaying the Real-Time Scattered Radiation Distribution during Fluoroscopically-Guided Interventions for Staff Dose Reduction, de Meneghin et al., (2017), destaca as opções de exibição da dose espalhada em 2D e 3D, avaliadas quanto à utilidade e facilidade de interpretação para análises em tempo real para a equipe médica. Tais medidas visam facilitar alterações no posicionamento individual dos profissionais para que haja redução da dose, além de melhorar a consciência da equipe quanto à presença de radiação.

Com a técnica de simulação de Monte Carlo usando o software EGSnrc, foi possível representar as distribuições das doses em matrizes 3D na sala de fluoroscopia. Essas distribuições foram sobrepostas em um gráfico 2D do paciente e do teto da sala, para referência a um monitor de realidade aumentada em 3D (AR), apresentando no monitor as informações em tempo real da sala de intervenção.

Uma fatia da matriz da dose espalhada, a uma distância selecionável acima do piso, é codificada em cores no monitor da realidade aumentada. O monitor 3D obtém as informações

de profundidade montada no teto, bem como um emissor/receptor de infravermelho gera um mapa de profundidade na sala de intervenção e das pessoas dentro dela.

As informações de profundidade 3D permitem que partes dos objetos acima do mapa de doses 2D passem pelo mapa sem serem coloridas por ele, de modo que a perspectiva de altura do mapa de doses possa ser mantida. Os monitores 2D e 3D incorporam informações de rede do sistema de imagem para dimensionar as doses espalhadas com fatores de exposição. As imagens de demonstração foram exibidas para a equipe de intervenção e as respostas do sistema, coletadas e armazenadas.

Troville et al. (2019), em seu trabalho no desenvolvimento de um sistema de exibição da radiação espalhada para monitorar e exibir doses relacionadas à dispersão para a equipe médica durante os procedimentos intervencionistas guiada por fluoroscopia (*Development of a real-time scattered radiation display for staff dose reduction during fluoroscopic interventional procedures*, de 2019) usaram métodos para essa exibição com realidade aumentada e realidade virtual gerada por computador.

O sistema exibe a distribuição de doses dispersas codificadas por cores em um plano horizontal, a uma altura selecionada acima do chão, em uma posição vista de cima para baixo do conjunto de intervenção. O desenvolvimento de funcionalidade em tempo real permite que sejam fornecidas informações à equipe durante procedimentos clínicos para gerenciamento de dose informada, podendo atuar em conjunto com o sistema de rastreamento de dose cutânea do paciente para um monitoramento clínico completo da equipe e da dose do paciente.

Em *First steps towards online personal dosimetry using computational methods in interventional radiology: Operator's position tracking and simulation input generation* Abdelrahman et al. (2020), os radiologistas/cardiologistas intervencionistas são repetidamente expostos a baixas doses de radiação, o que os torna o grupo de maior exposição ocupacional e os coloca em alto risco de efeitos estocásticos.

Embora o monitoramento de rotina da equipe geralmente seja realizado por meio de dosímetros passivos, estes estão sujeitos a grandes incertezas, principalmente em campos não homogêneos, como os encontrados na cardiologia intervencionista (CI).

Dentro do projeto de pesquisa PODIUM (Dosimetria Pessoal Online Usando Métodos Computacionais), foi desenvolvida, com base no código MCNP para calcular doses para a equipe em CI, uma ferramenta de fácil manipulação. O aplicativo usa os dados do sistema de rastreamento de movimento para gerar a posição do operador e os dados do Relatório de Estrutura de Dose de Radiação (RDSR) do dispositivo de imagem para gerar parâmetros dependentes do tempo da fonte de radiação.

Os resultados da primeira validação clínica do sistema mostraram uma diferença de cerca de 50% entre o $H_p(10)$ simulado com MCNP e o medido $H_p(10)$ com dosímetro pessoal eletrônico usado acima do avental de chumbo.

O estudo de Takata et al. (2020) *Immersive Radiation Experience for Interventional Radiology with Virtual Reality Radiation Dose Visualization Using Fast Monte Carlo Dose Estimation* (2020), para radiologia intervencionista (IR), compreende que a distribuição precisa da dose é crucial para reduzir os riscos de dermatite de radiação para pacientes e funcionários. Por esse motivo, a visualização da distribuição de dose deve apoiar imensamente os esforços de segurança de radiação.

O relatório apresenta técnicas para perceber a distribuição de dose usando tecnologia de realidade virtual (VR) e para estimar a distribuição de dose de ar com precisão usando simulação de Monte Carlo para visualização de dose VR. Foi adotado um sistema de estimativa baseado em Monte-Carlo relatado anteriormente para IR e simulou-se a dose em uma área geométrica semelhante a uma sala de IR com condições fluoroscópicas.

Os usuários do sistema VR experimentaram uma distribuição simulada da dose de ar na sala de infravermelho enquanto o ângulo de irradiação, o tempo de irradiação e a proteção de chumbo eram controlados. A estimativa da dose de ar foi avaliada por meio da comparação com medidas realizadas em dosímetro de vidro de radiofotoluminescência.

Os resultados de estimativa de dose foram consistentes com as leituras do dosímetro, mostrando uma diferença mútua média de 13,5%. A dose de ar estimada foi visualizada em RV: os usuários podiam visualizar uma sala de infravermelho virtual e andar por ela. Usando o sistema de VR, os usuários experimentaram mudanças na distribuição da dose dinamicamente com a rotação do arco-C.

Testes qualitativos foram realizados para avaliar a carga de trabalho e a usabilidade do sistema de RV. O escore geral de carga de trabalho percebido foi inferior aos escores

relatados na literatura para tarefas médicas e atividades de computador. Espera-se, portanto, que essa visualização de VR abra novos horizontes para a compreensão das distribuições de dose de forma intuitiva, ajudando a evitar lesões por radiação.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

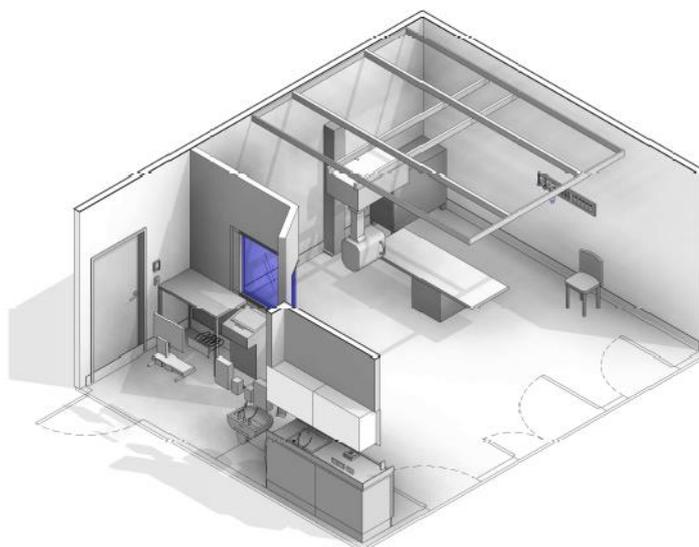
3.1 MATERIAIS

O estudo foi desenvolvido no setor de hemodinâmica do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina.

3.1.1 Sala de fluoroscopia do Hospital Universitario de Londrina

A sala de fluoroscopia onde são realizados os procedimentos médicos intervencionistas é constituída por uma sala de comando e por uma sala de procedimentos que têm suas paredes blindadas de chumbo, como mostra a Figura 17:

Figura 17 - Representação típica de uma sala de fluoroscopia



Fonte: www.carp-rp.com.br

A sala de fluoroscopia, onde a equipe médica executa os procedimentos intervencionistas usando a fluoroscopia, é constituída por médicos intervencionistas, enfermeiros e técnico em radiologia. Como o médico intervencionista é o profissional mais próximo da fonte de raios X e do paciente, ele é quem recebe a maior quantidade de radiação espalhada. O enfermeiro, que se encontra mais distante do feixe primário, monitora os sinais

vitais do paciente e presta auxílio a ele quando necessário. Ao prestar auxílio, esse profissional se aproxima da fonte de raios X e, como consequência, recebe doses maiores de radiação espalhada.

Os demais profissionais da equipe também estão sujeitos à radiação espalhada.

3.1.2 Equipamento de Geração de Raios X

O equipamento de fluoroscopia utilizado no presente estudo é um modelo digital da Philips, Telecomandado Compacto Plus 800, e os parâmetros mecânicos e geométricos do aparelho, tais como posição da mesa, inclinação, tamanho do campo, dentre outras possibilidades, se ajustam. Esses ajustes são feitos a partir da própria mesa de comando, de modo automatizado, sem que haja a necessidade de o técnico tocar na mesa ou no paciente.

A Figura 18 ilustra o aparelho Telecomandado, instalado na sala de hemodinâmica do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina, onde são realizados os procedimentos médicos intervencionistas.

Nos equipamentos de fluoroscopia, os procedimentos intervencionistas são realizados utilizando-se de dois modos de radiação: o modo cine e o modo fluoroscopia.

Figura 18 - Aparelho de raios X Telecomandado de Fluoroscopia, Compacto Plus 800



Fonte: Adaptado de “Compacto Plus Código 0124 Manual Técnico de Serviço e Instalação” ()

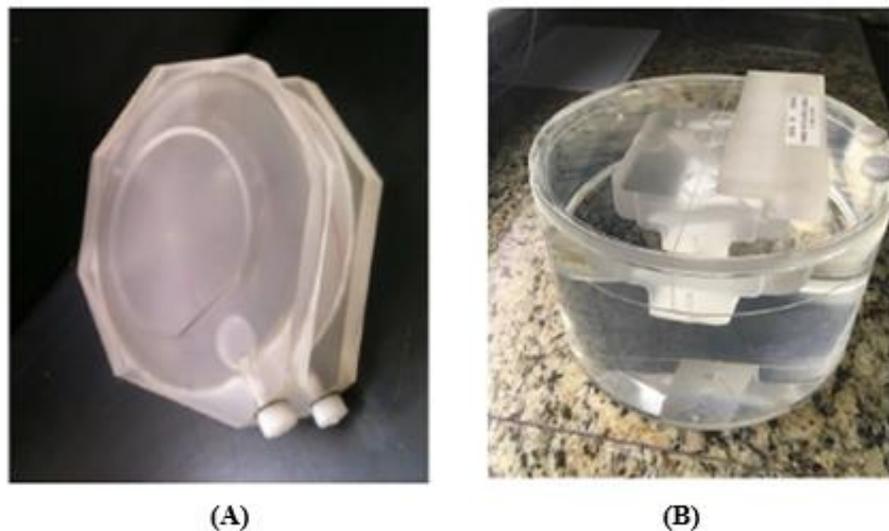
O modo cine ou radiografia, utiliza filmes de raios X e necessita de processo de revelação, normalmente é utilizado para aquisição e gravação das imagens, bem como para à avaliação do sucesso dos procedimentos terapêuticos; enquanto o modo fluoroscopia possui um sistema dinâmico de aquisição de imagens, e estas visualizam dinamicamente a localização do deslocamento do catéter na região anatômica estudada em tempo real, durante o procedimento médico.

3.1.3 Objeto Espalhador

Os objetos espalhadores, conhecidos como fantoms, são objetos que simulam as características biológicas dos pacientes. Feitos de materiais com características do tecido semelhantes aos organismos biológicos normais. Devido à sua disponibilidade e semelhança com pacientes reais, os fantoms podem ser usados para uma variedade de tarefas. Eles podem ser usados para tentativa e erro para avaliar o uso ideal da radiação, como em novos protocolos ou técnicas de reconstrução de imagem. Neste estudo, foram utilizados dois

objetos espalhadores (Figura 19), de dimensões de 30x30x7 e 30x30x15 cm³ respectivamente, constituídos de polimetil metacrilato, PMMA, e preenchidos com água no seu interior, ANVISA (2019) ANVISA (2019 e Bartlett et al. (2017), as diferenças entre as suas dimensões foram para verificas a influência da espessura do paciente e modos de operações, tanto ocupacional quanto ao do paciente, Vano et al. (2006).

Figura 19 - Objetos Espalhadores: (a) Fantom A e (b) Fantom B



Fonte: Adaptado de Mateya; Claycamp (1997)

3.1.4 Câmara de Ionização

A câmara de ionização usada no estudo foi a da marca Ludlum, modelo 9DP, moderna, digital, portátil, pressurizada e projetada para medir energias de raios X acima de 25 keV Caracappa (2006), figura 20.

O aparelho é configurado para leituras nas unidades de *sievert* (Sv) e é de fácil alteração, sem que exija uma nova calibração. Ademais, o instrumento é autoria própriaregulável para faixa de medidas das taxas de dose entre 0-50 mSv/h.

Figura 20 - Câmara de ionização LUDLUM modelo 9DP



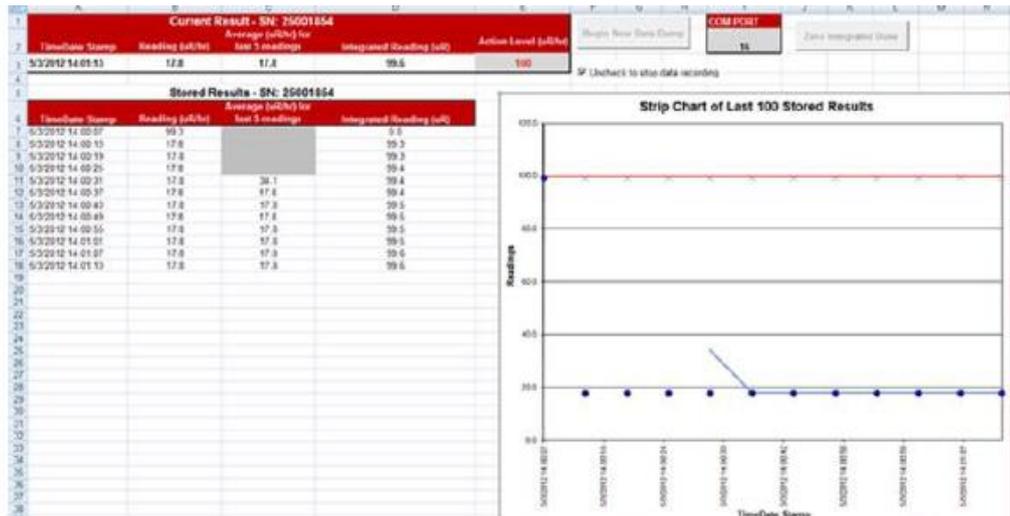
Fonte: Adaptado de Caracappa (2006)

O modelo 9DP inclui uma única porta USB, localizada na parte frontal do instrumento e usada para a comunicação com o instrumento durante a calibração. Pela porta USB, é possível utilizar um dispositivo de memória (*Pen Drive*) para armazenar os dados das medidas das taxas de dose, de modo que essas informações possam ser acessadas posteriormente através do computador.

O modelo 9DP também inclui como acessório um cabo de conexão, *Ludlum 9DP Logging Spreadsheet Software*, para a comunicação entre o computador e a câmara de ionização com a finalidade de registrar os dados em tempo real, apresentando as leituras das taxas de doses de radiação realizadas segundo a segundo.

A Figura 21 mostra a planilha do sistema da *Ludlum 9DP* onde são apresentados os controles para iniciar e interromper o processamento. Nela, encontram-se os seguintes dados: as taxas de doses segundo a segundo com as datas de processamento (*Time/Date Stamp*); as leituras dos dados de entrada da taxa de doses em $\mu\text{Sv/h}$ (*Reading*); e a leitura integrada da dose acumulada em μSv (*Integrate Reading*).

Figura 21 – Registro das taxas de doses e das taxas acumuladas na planilha LUDLUM



Fonte: Adaptado de Caracappa (2006)

3.1.5 Suporte para câmara de ionização

Para as aquisições das taxas de doses através da câmara de ionização para as distâncias em relação ao feixe primário, foi construído um suporte para obter as medidas de radiações, além da versatilidade para o deslocamento longitudinal e vertical, a possibilidade de aproximar, afastar e rotacionar em seu eixo para alcançar as regiões correspondentes do corpo humano, como gônadas, tórax, tireoide e cristalino dos olhos (Figura 22).

Figura 22 – Suporte para a câmara de ionização



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

3.2 MÉTODO

Antes de implementar as etapas para determinar as estimativas das doses acumuladas em tempo real, foi necessário avaliar os seguintes parâmetros de operações: tensão elétrica, corrente elétrica e da dependência energética.

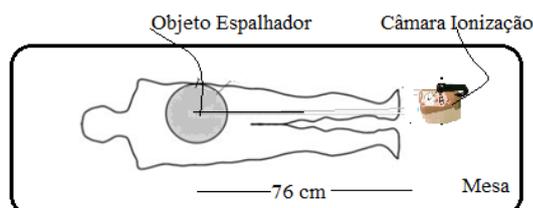
3.2.1 Parâmetros de operação do Equipamento de Fluoroscopia

Os parâmetros de operação do equipamento de fluoroscopia, como tensão elétrica, corrente elétrica e tempo de escopia, necessário visualizar uma imagem com qualidades das estruturas em movimento e em tempo real, foram adotados critérios de verificação técnica para serem medidos durante um pulso de radiação. Os valores da tensão aplicada ao tubo, a taxa de dose e o tempo de exposição foram utilizados para assegurar a confiança nos valores medidos, assim como a dependência de sua resposta com a taxa de variação da energia serviu para estimar os riscos biológicos potenciais dos exames e, também, para adequar o desempenho do equipamento de fluoroscopia Ros; Caldas (2001).

Para efetuar as medidas dos parâmetros técnicos, deve-se considerar a tensão elétrica, a corrente elétrica, e o tempo de escopia que é o tempo necessário para que a resposta da câmara de ionização se torne eletricamente estável a partir do momento da aplicação da tensão no sistema do equipamento de fluoroscopia, e o objeto espalhador foi colocado sobre a mesa de fluoroscopia com uma distância focal de 100 cm entre o intensificador de imagem e o tubo de raios X.

Para medir a taxa de dose da radiação, a câmara de ionização foi colocada no sentido longitudinal à mesa a uma distância de 76 cm do feixe principal (Figura 23), para simular as condições reais da exposição da radiação para verificar a uniformidade dos parâmetros de operação.

Figura 23 - Posicionamento da câmara de ionização ao feixe principal



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Foram efetuadas cinco medidas com a tensão elétrica constante de 50 kV, variando-se a corrente elétrica de 5 em 5 mA, enquanto a corrente elétrica permaneceu constante em 30 mA. A tensão elétrica variou de 5 em 5 kV, associando-se às taxas de doses da radiação com a

distância de 76 cm do feixe principal para cada medida efetuada, com tempo de escopia em dez segundos.

Outro parâmetro técnico de importância do aparelho de raios X e do detector são as dependências energética e angular.

A dependência energética pode ser definida como a variação na resposta do equipamento em função da energia da radiação, para um mesmo tipo de radiação e de taxa de dose absorvida no ar. A angular, por sua vez, refere-se à medida de radiação utilizada sob condições de não uniformidade do detector e à possibilidade de variação da resposta do equipamento de acordo com a geometria do sistema de fluoroscopia com a do detector, associadas as distâncias entre si Inaba et al. (2020).

Foram realizadas cinco medidas para a posição, comumente usada pelo médico em relação ao paciente, em 76 cm de distância. As medidas foram realizadas nas alturas de 90, 128 e 166 cm em relação à mesa de fluoroscopia, com ângulos de 0°, 22,5° e 45°, respectivamente.

No estudo da taxa de dose de radiação espalhada em função da distância, mantiveram-se o objeto espalhador e a câmara de ionização, colocada a uma altura de 90 cm, correspondendo ao plano de incidência do feixe de radiação no objeto. Houve variação apenas nas distâncias entre o objeto e o detector, ao serem medidas as taxas de doses nas posições de 60, 90, 120 e 150 cm, permanecendo a tensão elétrica em 50 kV e a corrente elétrica em 30 mA, as quais são as medidas limites no sistema do telecomandado de fluoroscopia.

3.2.2 Desenvolvimento do software para as estimativas das doses em tempo real

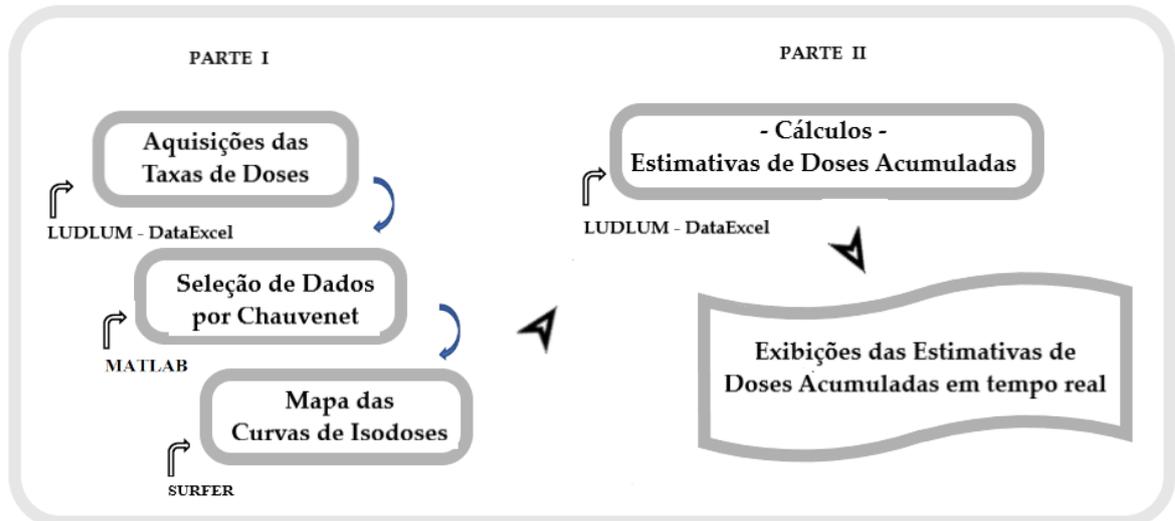
Para determinar as estimativas das doses em tempo real, o programa dividiu esse processo em duas partes, representadas no diagrama da Figura 24.

A primeira parte corresponde à construção do mapa de isodose em torno da mesa de fluoroscopia, que resulta dos processos de aquisição das taxas de doses, utilizando o *software* da Ludlum-DataExcel, e do processo *SeleçãoDadosChauvenet* para calcular as médias das taxas das doses de cada isodose, usando o critério de *Chauvenet*. Este permite determinar se um valor amostral (resultante de uma medida) é discrepante em relação aos demais valores restantes da amostra, supondo-se que ela é retirada de uma distribuição normal, usando o *software Matlab*.

Na segunda parte, destacam-se os procedimentos em relação ao mapa de isodose para calcular numericamente as estimativas das doses acumuladas em tempo real, utilizando

software da Ludlum-DataExcel, e apresentar no monitor de visualização as imagens das energias de radiação, indicando para a equipe médica as exposições das doses acumuladas na posição em que se encontram para otimizar sua posição visando à redução da radiação.

Figura 24 - Diagrama do desenvolvimento do software para estimativas das doses



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

3.2.3 Construção das Curvas de Isodoses

Como forma de auxiliar na identificação da distribuição das taxas de doses em torno do objeto espalhador na mesa de fluoroscopia, foram utilizadas as curvas de isodoses.

As curvas de isodoses correspondem aos planos nos quais todos os pontos que a delimitam possuem a mesma dose de radiação e são elaboradas em função dos parâmetros geométricos e radiométricos dos feixes. Elas são obtidas experimentalmente, considerando o feixe de radiação incidente perpendicularmente à seção reta do campo, isto é, à superfície de entrada para a simulação da distribuição das taxas de doses em torno do objeto espalhador na mesa de fluoroscopia.

O procedimento experimental para obter as curvas de isodoses utilizou o objeto espalhador no centro da mesa de fluoroscopia (90 cm acima do chão e com distância focal de 100 cm entre o tubo de raios X e o intensificador de imagem) para medir as taxas de doses em vários pontos em seu entorno. A projeção geométrica utilizada foi a anteroposterior, com o tubo acima da mesa, e o aparelho foi operado em modo contínuo.

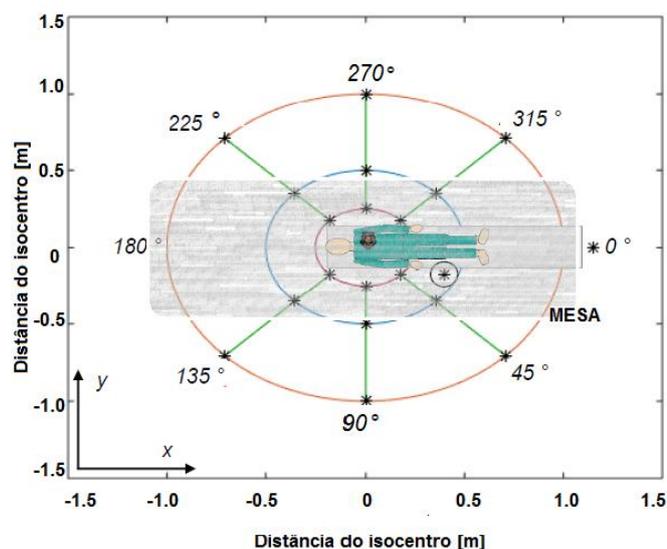
A construção de uma isodose e o resultado de todas as taxas de dose medidas em torno da mesa de fluoroscopia, bem como o processo para formar a isodose, seguiram o procedimento de aquisição e o processo de seleção usando o algoritmo de *Chauvenet*, para eliminar os dados discrepantes nas medidas e determinar a média da taxa de radiação. Todas as médias das taxas na respectiva distância constituem pontos para se construir a isodose usando técnicas de interpolação. O mesmo procedimento é feito para as demais distâncias em relação ao entorno da mesa.

3.2.3.1 Aquisições das taxas de doses

Para as aquisições das taxas de doses em torno da mesa de fluoroscopia, foram planejados os procedimentos de coletas de dados, os quais foram usados para os cálculos das curvas das isodoses. A câmara de ionização foi usada para as aquisições das taxas de doses, e os dados foram armazenados no computador.

Cada ponto destacado no diagrama da Figura 25 representa a localização da câmara de ionização. Eles estão em coordenadas polares, representadas pelos ângulos radiais e pela distância do feixe principal, para suas respectivas alturas. Para cada posição foi feita a medida da taxa de dose.

Figura 25 - Diagrama esquemático das medidas usando a geometria do experimento



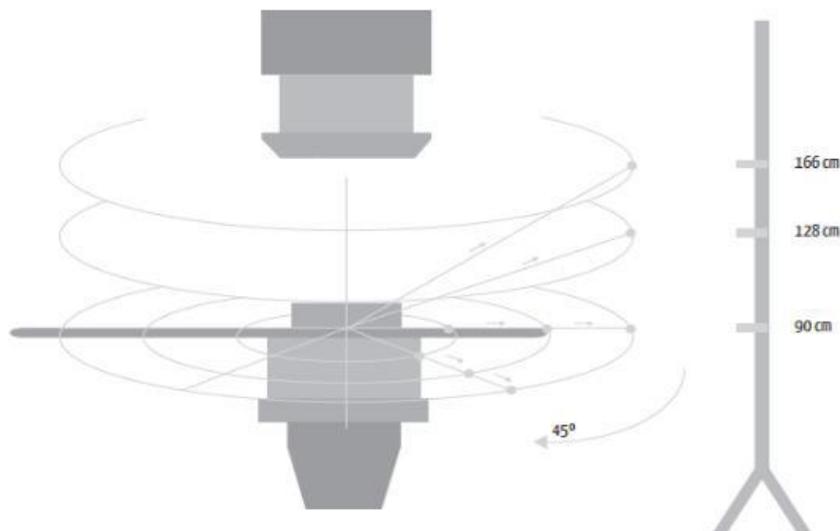
Fonte: Adaptado de Rehn (2015)

Nas aquisições das taxas de doses das radiações espalhadas em função da distância, manteve-se o posicionamento inicial do objeto espalhador na mesa de fluoroscopia a 90 cm do piso da sala e da câmara de ionização, correspondente ao plano de incidência do feixe de radiação no objeto espalhador, a 0° com a linha média sagital, variando apenas a distância entre o objeto espalhador e a câmara de ionização. As taxas de doses foram medidas variando as distâncias da câmara de ionização de 19 em 19 cm até alcançar 152 cm.

Os mesmos procedimentos de medidas das taxas de doses foram repetidos para os ângulos de 45°, 90°, 135°, 225° e 315°, sentido horário, em torno do objeto espalhador para o mesmo plano (Figura 26).

Também foram realizadas aquisições das taxas de doses para as alturas de 109, 128 e 166 cm em relação ao chão, reproduzindo os procedimentos em relação às distâncias e aos ângulos Rehn (2015), totalizando 192 medidas, que correspondem, respectivamente, às regiões das gônadas (90 cm), das mãos (109 cm), do tórax (128 cm) e das lentes do cristalino dos olhos (166 cm).

Figura 26 - Diagrama para aquisições de dados



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

3.2.3.2 Seleção das taxas de doses pelo algoritmo de *Chauvenet*

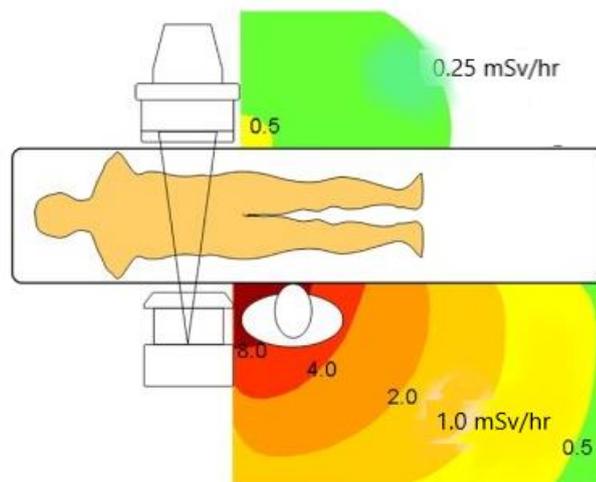
Como o algoritmo prevê a eliminação dos dados discrepantes, depois dele foram realizados os cálculos das médias e dos desvios padrões dos valores medidos.

Desse modo, o objeto espalhador foi irradiado no entorno da mesa de fluoroscopia, em cada ponto coordenado das posições da câmara de ionização, usando tensão elétrica de 50 kVp, amperagem de 30 mA e tempo de exposição de 10 segundos. Todas as medidas foram armazenadas e em seguida foram filtradas para encontrar as médias e os desvios padrões das taxas de doses.

O código computacional para o cálculo foi implementado no aplicativo *Matlab*. As etapas para o processamento computacional foram as seguintes:

- 1) Eliminação da radiação de fuga das taxas de doses abaixo de $10 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$, quando o sistema está ligado, porém sem ser acionado pelo médico intervencionista ANVISA (2019);
- 2) Redução do efeito do tempo morto da câmara de ionização, eliminando as taxas de doses que estão abaixo das médias das taxas Vinagre; Conde (2001);
- 3) Remoção das taxas de doses discrepantes, aplicando o critério de *Chauvenet*, para obter a média e o desvio padrão das taxas Leon-Garcia (2009);
- 4) Interligação das médias das taxas de doses em relação à distância, usando técnicas de interpolação Khosravinia (2013 e Rehn (2015).

Figura 27 - Modelo do mapa de isodose



Fonte: Adaptado de Schueler et al. (2006)

A partir dos dados filtrados, foram calculados a média e o desvio padrão dessas medidas, que representam os pontos das distribuições da radiação espalhada em torno do sistema de fluoroscopia, representando a média e o desvio padrão para cada ponto medido do experimento implementado no código *Matlab* (Apêndice A).

O conjunto de todos esses pontos, interligados usando técnicas de interpolação, resultou em um conjunto de isodoses Schueler, B. A. et al. (2006), identificado como mapa de isodose, exemplificado na Figura 27.

Foram construídos quatro mapas de isodoses Rehn (2015), referentes aos planos de altura em relação ao chão correspondentes às regiões do corpo humano, em 90 cm (gônadas), 109 cm (mãos), 128 cm (tórax) e 166 cm (lentes do cristalino dos olhos).

3.2.3.3 Modelo para estimar doses acumuladas em tempo real

A segunda parte do processo, realizada de modo indireto, corresponde aos procedimentos para estimar as doses acumuladas em tempo real no entorno da mesa de fluoroscopia, resultantes das variações das taxas de doses em tempo real em função da distância em relação à taxa de dose constante em uma posição fixa, chamada de ponto de referência Balter et al. (2002).

Por métodos indiretos de medição de dose, é possível entender os métodos que fornecem uma estimativa da dose no sistema de fluoroscopia ou em algum ponto definido com base em medições diretas em outros locais. As medições de dose indireta também podem ser obtidas a partir de cálculos baseados em parâmetros técnicos e na geometria do equipamento.

Estabelecido um ponto de referência fixo e distante do centro de exposição da radiação espalhada, a 76 cm de distância do feixe principal e a 166 cm de altura em relação ao solo, foi medida a taxa de dose nesse ponto com o valor de 443 ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$), um valor constante necessário para todas as operações de processamento identificadas pela variável *TaxaDosePontoReferencia (TxDPR)*.

O mapa de isodoses está dividido em cinco faixas, associadas às distâncias de 19, 38, 57, 76 e 152 cm, com as respectivas taxas de doses nesses pontos.

Nas diferenças entre as isodoses no mapa de isodoses estão as isodoses identificadas pela variável *FaixaDoseMapaIsodose*.

Para simplificar a implementação do código do algoritmo, usam-se as posições em unidades, de modo que 1 corresponde a 19 cm, 2 corresponde a 38 cm e assim

sucessivamente. Para cada uma dessas unidades, associam-se as suas respectivas taxas de doses.

A variável *FaixaDoseMapaIsodose* ($FxD(p,tx)$) é identificada pelos índices p indicando as distâncias; tx , as taxas de doses; e h , a altura do mapa de isodose. Assim, o índice p varia de 1 a 5 com as posições, tx são as taxas de doses associadas às posições e h refere-se às alturas.

Estabeleceram-se as relações das medidas das variáveis *TaxaDosePontoReferencia* e *FaixaDoseMapaIsodose* através da variável *Fator*. Considerando o interesse das medidas das taxas de dose em cada faixa de isodoses no mapa associadas às suas alturas, a variável é indicada na Equação (1).

$$Fator = FaixaDoseMapaIsodose / TaxaDosePontoReferencia \quad (1)$$

Esse fator será usado para estimar as leituras das taxas de doses em tempo real pela câmara de ionização em qualquer ponto do entorno da mesa durante o procedimento médico intervencionista.

A variável *TaxaDoseTempoReal* ($TxDTR$) é a função do tempo. As leituras das taxas de doses em tempo real durante uma intervenção médica são feitas em relação ao ponto de referência e, para que se obtenha a estimativa da taxa de dose em tempo real em uma determinada posição da equipe médica em torno da mesa de fluoroscopia, faz-se o cálculo utilizando a Equação (2).

$$Estimativa = Fator * TaxaDoseTempoReal \quad (2)$$

A estimativa da taxa de dose (*Estim*) está representada em $\mu\text{Sv/h}$, entretanto, como o interesse deste estudo está em estimar a dose acumulada em tempo real, segundo a segundo, foi feita a conversão da estimativa (*Estim*) fornecida em horas ($\mu\text{Sv/h}$) pelo equipamento de medição da radiação. Depois disso, ela foi transformada para segundos dividindo por 3600 s, ou seja, a estimativa ($TxDTR$) ficou representada por $\mu\text{Sv/s}$.

A estimativa da dose acumulada (*EAcc*) é o resultado do tempo de exposição para executar o procedimento médico intervencionista e pode ser calculada em qualquer posição na

faixa de energia no mapa de isodose em relação à mesa de fluoroscopia através da Equação (3).

$$EstimativaAcumulada = EstimativaAcumulada + Estimativa/3600 \quad (3)$$

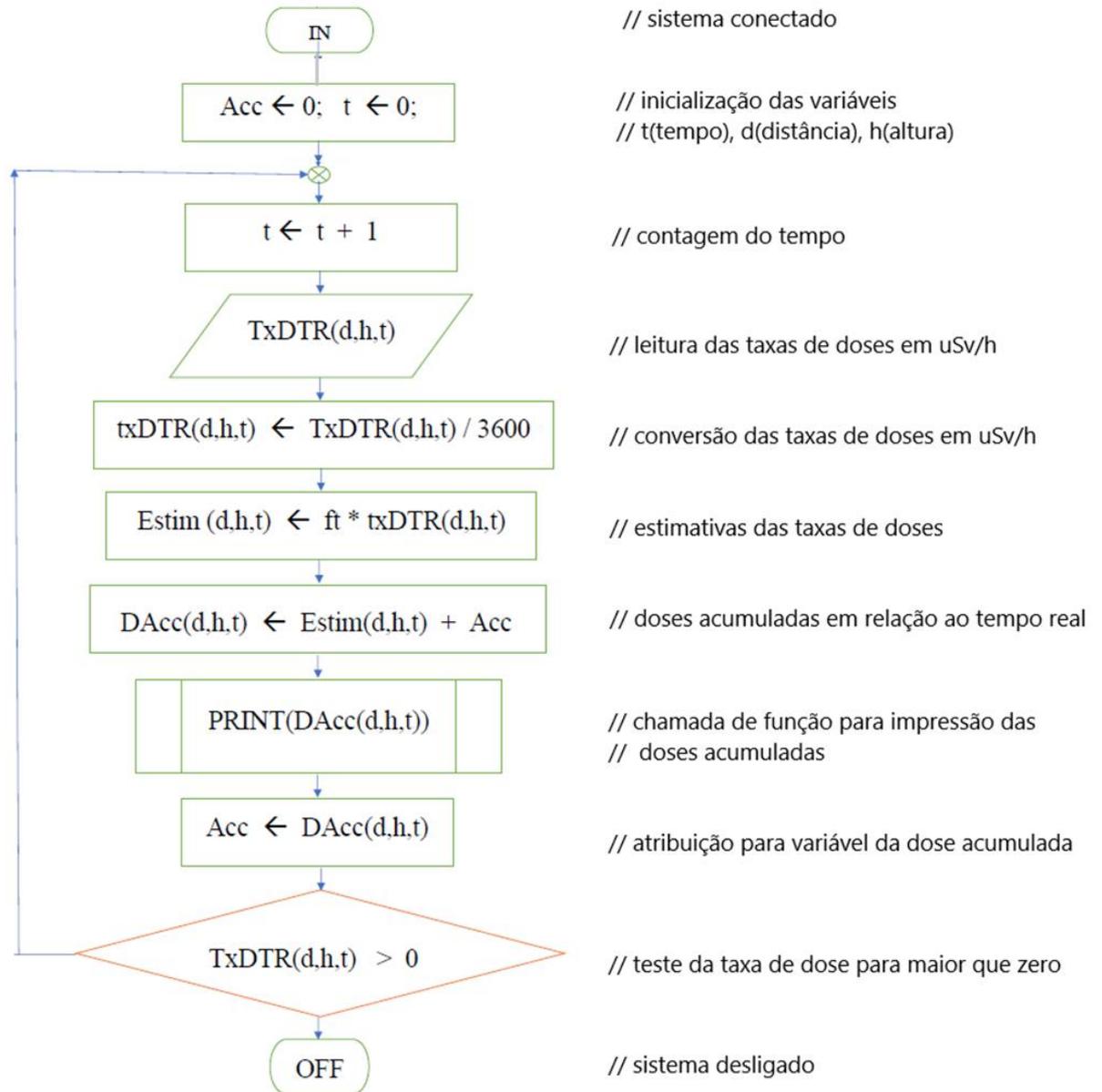
Antes de começar um procedimento médico na sala de fluoroscopia, a inicialização da dose acumulativa estimada é igual a zero. Ao se iniciar o procedimento médico, a atualização das informações das estimativas das doses acumuladas em tempo real é apresentada no monitor de visualização. Ao final do procedimento intervencionista, é feito um relatório das doses acumuladas em tempo real para cada procedimento médico realizado.

Os algoritmos, desenvolvidos e implementados no *software 9DP Logging Spreadsheet Pkg (Excel)*, leem a aquisição das taxas de dose em tempo real em relação ao ponto de referência para calcular as estimativas das doses para cada isodose no mapa ao entorno da mesa de fluoroscopia para as alturas relativas ao chão. É apresentado, a seguir, parte do código implementado no Excel do sistema 9DP da Ludlum para determinar a dose acumulada estimada (o pseudocódigo é apresentado completo no Apêndice 7.2 e parcialmente na Figura 28).

O código divide-se em duas partes de formas distintas. A primeira parte acontece com a leitura das faixas de doses para estabelecer o fator de conversão em relação à taxa de dose constante no ponto de referência; a segunda, executada em tempo real, corresponde às transformações da leitura da taxa de dose em tempo real que vão fazer as estimativas das doses acumuladas para cada posição da faixa de isodose no mapa. Todos esses procedimentos são realizados para as alturas requeridas durante a intervenção por fluoroscopia.

Quando se inicia o procedimento intervencionista, o sistema de fluoroscopia é ativado para as leituras da taxa de dose em tempo real, *TaxaDoseReal (TxDTR)*. Nesse instante, é realizado o processamento, ou seja, a dose acumulada em tempo real é atualizada segundo a segunda em cada faixa de energia e apresentada numericamente no monitor de visualização. Na sequência, são gravadas no dispositivo de armazenamento as doses acumulativas, e o processo se repete até o momento do término do procedimento médico ou até que o sistema de fluoroscopia seja desligado Takata et al. (2020).

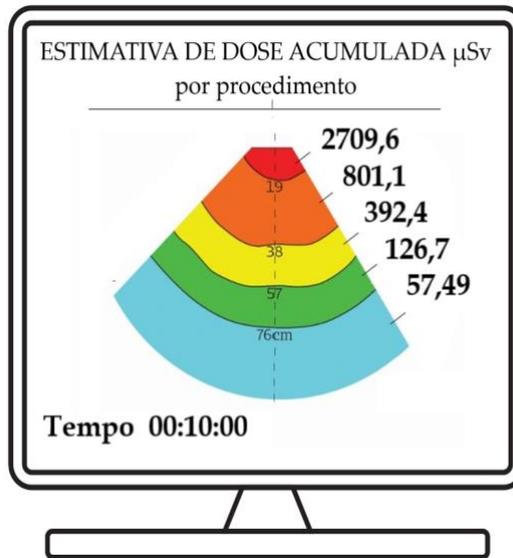
Figura 28 - Algoritmo para Estimativas das Doses Acumuladas em Tempo Real



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os resultados numéricos são apresentados em um monitor de visualização, próximo à mesa de fluoroscopia, para acompanhamento da radiação recebida pela equipe médica intervencionista (Figura 29).

Figura 29 - Visualização numérica das estimativas das doses acumulada em tempo real



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

3.3 VALIDAÇÃO DAS MEDIDAS

O teste *t-Student* foi realizado para verificar se há uma diferença estatisticamente significativa nos valores coletados na primeira etapa, no que diz respeito aos valores das taxas de doses medidos, e na segunda etapa, com os valores das estimativas das taxas de doses.

A hipótese aqui H_0 é que não haja diferença nos valores de medição entre a primeira etapa e a segunda, e a hipótese só será rejeitada se o *valor-p* < 0.05 (5%).

O teste *t*, independente de duas amostras, para tamanhos de amostra desiguais, mas variações iguais, pode ser descrito da seguinte maneira Leon-Garcia (2009), como mostra a Equação (4):

$$t_0 = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s_p \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}} \quad (4)$$

Onde n_1 e n_2 são os tamanhos das amostras na etapa 1 e a 2, \bar{x}_1 e \bar{x}_2 são os valores médios para as etapas 1 e 2, respectivamente, e s_p é a variância agrupada das amostras, tem a seguinte equação (5):

$$s_p = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} \quad (5)$$

Onde s_1 e s_2 são das variâncias das amostras medidas e estimadas, respectivamente.

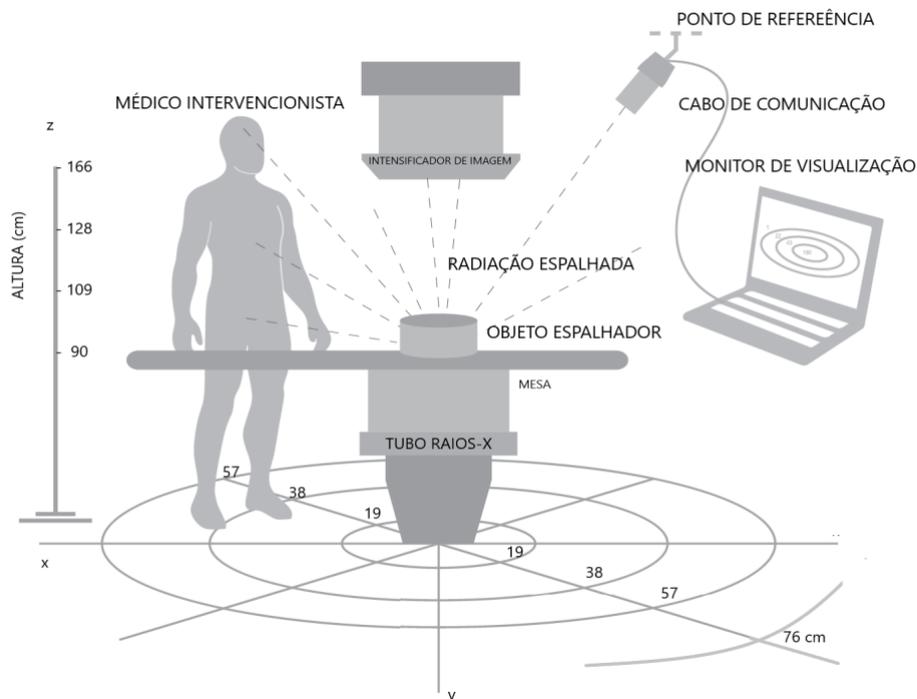
3.4 SIMULAÇÕES DAS DOSES ACUMULADAS EM TEMPO REAL

Para simular as estimativas das doses acumuladas em tempo real, foi utilizado as medidas das radiações ionizantes sobre o objeto espalhador com a dimensão de $30 \times 30 \times 15$ cm³, para as alturas de 90 cm, referente à região das gônadas; 109 cm, referente às mãos; 128 cm, referente ao tórax; e 166 cm, referente às lentes do cristalino dos olhos, obtendo essas medidas ao redor à mesa de fluoroscopia em de 45.º a 45.º.

O tempo de exposição, foi realizado no modo automático do sistema de fluoroscopia, para as distâncias mais frequentes dos médicos intervencionistas em relação ao paciente na mesa de fluoroscopia. Os resultados desses experimentos foram comparados com as literaturas (Efstathopoulos et al. (2011 e Vaño et al. (2006).

Para medir as estimativas das doses acumuladas em tempo real, os componentes deste estudo englobam o sistema de fluoroscopia, câmara de ionização, cabo de conexão de comunicação entre a câmara de ionização e o computador, e programas computacionais para a leitura, armazenamento, análise e saída da informação através de um monitor de TV, apresentado na Figura 30.

Figura 30 - Representação do sistema para as estimativas das doses acumuladas em tempo real



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1.1 Parâmetros Técnicos do Equipamento de Fluoroscopia

Os parâmetros técnicos da variação da tensão elétrica e da corrente elétrica influenciam os efeitos das distribuições das taxas doses em torno do sistema de fluoroscopia Marshall; Faulkner (1992) e são analisados a seguir.

A câmara de ionização foi afixada a uma distância de 76 cm do feixe principal em relação ao objeto espalhador e colocada a 90 cm acima do chão.

Inicialmente, foi testada a tensão elétrica constante de 50 kV enquanto a corrente elétrica variou entre 5, 10, 15, 20 e 30 mA, com tempo de exposição de dez segundos para cada medida efetuada (Tabela 2).

Tabela 2 - Resultados das medidas das taxas de doses em função da variação de corrente elétrica

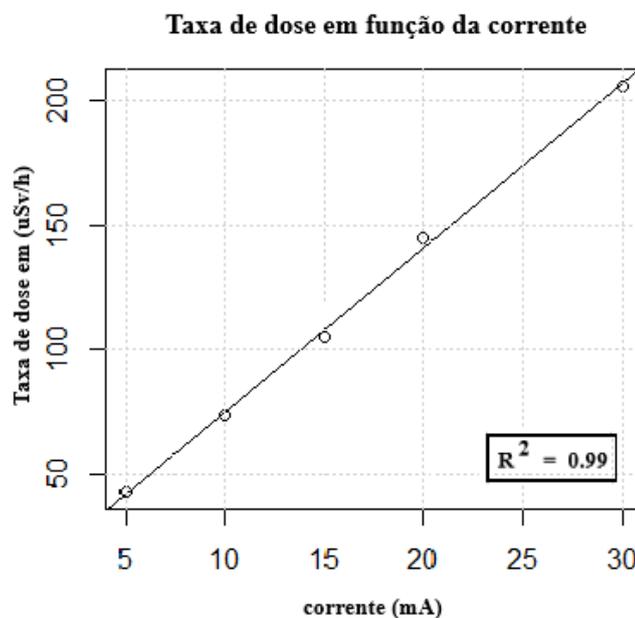
n	Tempo (s)	mA	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	5	$42,8 \pm 0,8$
2	10	10	$73,7 \pm 0,4$
3	10	15	$105,4 \pm 0,8$
4	10	20	$145,0 \pm 0,5$
5	10	30	$206,0 \pm 0,7$

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

A partir das medidas das taxas de doses em função da variação da corrente elétrica, foram realizadas as verificações dos erros dos mínimos quadrados pela linearidade das medidas. Os valores ajustados pelos mínimos quadrados na análise referem-se à correlação entre os dados, onde os valores próximo de 1 indicam alta relação linear Leon-Garcia (2009). A visualização gráfica desses pontos medidos das taxas de doses em função da corrente está apresentada na Figura 31.

No cálculo da linearidade das medidas das taxas de doses em função da corrente, foi encontrado o valor do índice de correlação de linearidade, R^2 , em 0,998, indicando forte correlação, com índice próximo de 1, entre os dados medidos.

Figura 31 - Taxas de doses em função da variação de corrente elétrica



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Outra situação importante para o sistema de fluoroscopia foram as medições das taxas de doses em função da variação da tensão elétrica. Para isso, a corrente elétrica ficou constante em 30 mA enquanto houve a variação da tensão elétrica, em intervalos de 50, 60, 70, 80 e 90 kV, com tempo de exposição de dez segundos para cada medida efetuada, com o objeto espalhador distante em 76 cm do feixe principal e a 90 cm acima do chão (Tabela 3).

Tabela 3 - Resultados das medidas das taxas de doses em função da variação de tensão elétrica

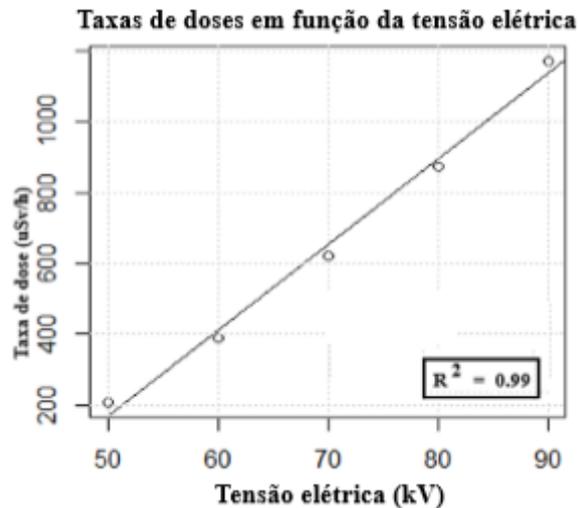
n	Tempo (s)	kV	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	50	206,4 \pm 0,2
2	10	60	388,9 \pm 2,5
3	10	70	622,6 \pm 1,2
4	10	80	871,5 \pm 0,4
5	10	90	1173 \pm 1,3

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

No cálculo da linearidade das medidas das taxas de doses em função da tensão elétrica, foi encontrado o valor do índice de correlação de linearidade, R^2 , em 0,996, indicando forte correlação, com índice próximo de 1, entre os dados medidos. A visualização

gráfica desses pontos medidos das taxas de doses em função da tensão elétrica é apresentada na Figura 32.

Figura 32 - Taxas de doses em função da variação da tensão elétrica



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os resultados encontrados para o sistema de fluoroscopia (Philips-Telecomandado) respondem linearmente às mudanças de tensão elétrica e, respectivamente, às mudanças de amperagem das medidas das taxas de doses.

Outro importante parâmetro técnico, a dependência angular em relação ao sistema de fluoroscopia com referência ao objeto espalhador e o detector de radiação foi medida na posição comumente usada pelo médico intervencionista em relação ao paciente Inaba et al. (2014 e Khosravinia (2013 e Vívolo; Paulo (2000).

Foram efetuadas medidas das taxas de doses para os ângulos de 22.5° e 45°, correspondendo, respectivamente, às alturas 128 cm e 166 cm. Foi medido um conjunto de cinco medidas para o ângulo 22.5°, correspondendo à altura de 128 cm em relação ao chão. Os testes foram realizados para variação da tensão elétrica e da corrente elétrica, com tempo de exposição de dez segundos. Os resultados encontrados são apresentados nas Tabelas 4 e 5.

Foram efetuadas medidas das taxas de doses para os ângulos de 22.5° e 45°, correspondendo, respectivamente, às alturas 128 cm e 166 cm. Foi medido um conjunto de cinco medidas para o ângulo 22.5°, correspondendo à altura de 128 cm em relação ao chão. Os testes foram realizados para variação da tensão elétrica e da corrente elétrica, com tempo de exposição de dez segundos. Os resultados encontrados são apresentados nas Tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Dependência angular de 22,5° das taxas de doses em função da variação da tensão elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia

n	Tempo (s)	kV	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	50	$32,6 \pm 1,93$
2	10	60	$47,14 \pm 1,07$
3	10	70	$70,27 \pm 1,78$
4	10	80	$98,08 \pm 3,21$
5	10	90	$135,85 \pm 0,11$

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Tabela 5 - Dependência angular de 22,5° das taxas de doses em função da variação da corrente elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia

n	Tempo (s)	mA	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	5	$81,3 \pm 0,7$
2	10	10	$154,6 \pm 0,3$
3	10	15	$243,9 \pm 0,9$
4	10	20	$346,2 \pm 1,0$
5	10	30	$468,3 \pm 1,2$

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

No cálculo da linearidade das medidas das taxas de doses em função da tensão elétrica foi encontrado o valor do índice de correlação de linearidade, R^2 , em 0,998, indicando forte correlação, com índice próximo de 1, entre os dados medidos e o teste com a variação da corrente elétrica.

Tabela 6 - Dependência angular de 45° das taxas de doses em função da variação da tensão elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia

n	Tempo (s)	kV	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	50	$151,1 \pm 0,4$
2	10	60	$281,3 \pm 0,9$
3	10	70	$413,7 \pm 0,8$
4	10	80	$579,7 \pm 2,8$
5	10	90	$768,2 \pm 0,2$

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

No cálculo da linearidade das medidas das taxas de doses em função da tensão elétrica, com dependência angular de 45°, foi encontrado o valor do índice de correlação de linearidade, R^2 , em 0,998, indicando forte correlação, com índice próximo de 1, entre os dados medidos.

No cálculo da linearidade das medidas das taxas de doses em função da corrente elétrica, com dependência angular de 45° , foi encontrado o valor do índice de correlação de linearidade, R^2 , em 0,998, indicando forte correlação, com índice próximo de 1, entre os dados medidos. Os resultados encontrados no sistema de produção de raios X em relação à dependência angular, na posição usual do médico intervencionista, corresponderam às variações da tensão elétrica e da corrente elétrica linearmente, conforme representado na Tabela 7.

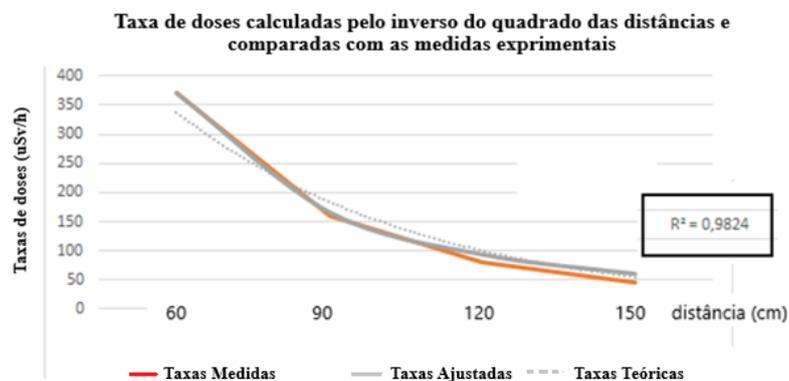
Tabela 7 - Dependência angular de 45° das taxas de doses em função da variação da corrente elétrica, na posição usual do médico intervencionista em relação à mesa de fluoroscopia

n	Tempo (s)	mA	Taxa Dose ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$)
1	10	5	$37,6\pm 1,6$
2	10	10	$40,6\pm 6,9$
3	10	15	$78,5\pm 1,5$
4	10	20	$107,4\pm 0,1$
5	10	30	$151,9\pm 0,4$

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os resultados das medidas da taxa de dose de radiação espalhada em função da distância ao centro do campo de exposição podem ser observados na Tabela 7, assim como a comparação entre os valores experimentais e os valores teóricos obtidos pela lei do inverso do quadrado das distâncias, nas posições de 60, 90, 120 e 150 cm, ao aplicar tensão elétrica de 50 kV e amperagem de 30 mA, com tempo de exposição em dez segundos (Figura 33).

Figura 33 - Taxas de doses $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$, em relação à distância e o inverso do quadrado da distância



4.1.2 - Construção do Mapa de Isodoses

Antes das construções do mapa de isodoses, foram realizadas análises estatísticas das aquisições das taxas de doses para cada ponto de aquisição, no entorno da mesa de fluoroscopia. Para cada ponto em torno da mesa, o objeto espalhador foi submetido à exposição de radiação por dez segundos, com corrente elétrica de 30 mA e tensão elétrica de 50 kV, sendo que as taxas de doses foram gravadas em uma planilha eletrônica (Excel-Ludlum).

Enquanto o sistema de produção de raios X não é acionado, há radiação de fuga e as taxas abaixo de $10 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ são eliminadas. O conjunto de medidas das taxas de doses não eliminadas corresponde ao acionamento da produção de raios X. Foi encontrada a média dessas taxas de doses para minimizar o efeito do tempo morto da câmara de ionização e foram considerados os cálculos de todas as taxas de doses que ficaram acima da média, das mesmas. Tais valores foram utilizados para eliminar as medidas discrepantes, usando o algoritmo de *Chauvenet*, sendo que o resultado encontrado representa a média da taxa de dose e o desvio padrão nos pontos de medições Leon-Garcia (2009).

Para o cálculo da média das taxas de doses e do desvio padrão em cada ponto do entorno da mesa de fluoroscopia, foi implementado o código *Matlab* (Tabela 8), cujos resultados representam a média da taxa de dose e o desvio padrão de cada ponto necessário para a construção da isodose para formar o mapa (Apêndice A).

Tabela 8 - Código de Chauvenet implementado no Matlab depois das doses selecionadas

```
TaxaDose() = xlsx()           // importar Excel-Ludlum para Matlab
for distância()              // distância do feixe principal
    for ângulo()              // Ângulo entorno da mesa de fluoroscopia
        SelecionarTaxaDoseAcima10µSv() // TaxaDoseAcima 10µSv
        SelecionarMediaTaxaDoseAcima10µSv()
        TaxaDoseChauvenet()    // Eliminação de dados discrepante
    end
    MediaTaxaDoseChauvenet()  // Interpolação pontos médios das taxas
end
```

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os resultados das medidas foram realizados nas posições no sentido horário com os ângulos de 45°, 90°, 135°, 225° e 315° e as distâncias de 19, 38, 57, 76, e 152 cm. As medidas foram realizadas nas posições verticais em relação ao chão (90, 109, 128 e 166 cm), com os

mesmos procedimentos citados. As médias das taxas de doses para cada localização, em cada distância do feixe principal, no entorno da mesa fluoroscopia, constituíram o conjunto de pontos através do uso da técnica de interpolação, utilizando o aplicativo *Matlab*, a fim de construir a isodose para essa distância (Tabela 9).

Tabela 9 - Distribuição das radiações espalhadas das taxas médias das doses e do desvio padrão, em relação ao ângulo radial e a distância do feixe principal, com as respectivas alturas

Ângulos Radiais	Distâncias	Alturas 90 cm	Alturas 109 cm	Alturas 128 cm	Alturas 166 cm
0.°	19	2709.58 ± 4.61	4244.96 ± 1.67	2457.15 ± 1.56	910.18 ± 0.20
	38	801.07 ± 0.56	1585.77 ± 6.08	1073.01 ± 90.04	696.04 ± 0.78
	57	392.40 ± 1.32	758.18 ± 4.01	847.30 ± 3.08	403.46 ± 2.39
	76	126.68 ± 0.96	340.22 ± 1.12	376.26 ± 0.61	331.04 ± 1.43
	152	57.49 ± 14.03	65.80 ± 0.19	97.31 ± 0.99	91.93 ± 1.22
45.°	19	2044.09 ± 3.98	3728.48 ± 3.76	2182.60 ± 6.77	866.36 ± 1.06
	38	626.76 ± 1.11	1630.32 ± 2.10	1182.09 ± 2.79	662.34 ± 3.37
	57	304.07 ± 2.52	660.90 ± 0.89	638.81 ± 2.65	451.85 ± 0.05
	76	165.08 ± 0.19	322.82 ± 0.20	419.96 ± 1.45	321.54 ± 2.08
	152	38.54 ± 1.65	72.67 ± 0.45	83.01 ± 1.46	95.52 ± 1.44
90.°	19	2675.74 ± 11.54	4017.73 ± 1.03	2758.67 ± 0.65	985.78 ± 1.10
	38	662.64 ± 0.86	1403.21 ± 0.88	1320.78 ± 3.38	735.98 ± 0.57
	57	297.23 ± 1.57	606.05 ± 2.40	700.43 ± 1.57	483.06 ± 0.27
	76	108.74 ± 1.19	311.33 ± 0.26	385.63 ± 1.63	312.34 ± 1.16
	152	183.73 ± 1.54	75.05 ± 4.87	93.83 ± 0.49	101.00 ± 0.70
135.°	19	2765.41 ± 2.49	4029.02 ± 3.98	2675.98 ± 3.86	940.46 ± 0.37
	38	784.42 ± 1.86	1483.15 ± 1.53	1319.17 ± 5.49	727.76 ± 0.95
	57	359.45 ± 0.59	605.12 ± 0.20	763.36 ± 1.06	537.80 ± 2.12
	76	202.72 ± 0.93	341.32 ± 1.44	383.57 ± 1.18	366.48 ± 1.44
	152	45.09 ± 3.83	52.36 ± 1.12	83.72 ± 0.21	101.50 ± 1.08
180.°	19	2681.74 ± 3.32	3402.47 ± 3.30	2658.72 ± 4.39	915.69 ± 0.86
	38	708.87 ± 1.84	1358.28 ± 0.99	1181.57 ± 2.59	714.40 ± 0.66
	57	354.50 ± 1.49	605.06 ± 0.78	686.57 ± 1.06	499.06 ± 2.50
	76	170.81 ± 0.86	308.28 ± 0.68	392.11 ± 0.94	266.52 ± 0.57
	152	45.57 ± 3.50	57.22 ± 10.38	89.35 ± 2.97	99.85 ± 0.70
225.°	19	2717.83 ± 0.81	3502.29 ± 9.08	2473.69 ± 6.28	777.93 ± 0.42
	38	745.17 ± 1.62	1445.43 ± 1.59	1194.49 ± 1.67	514.23 ± 2.57
	57	350.44 ± 1.36	614.76 ± 0.35	642.24 ± 0.96	348.75 ± 0.17
	76	211.61 ± 0.28	315.11 ± 1.08	369.32 ± 0.79	253.49 ± 2.42
	152	43.47 ± 2.94	66.51 ± 0.59	90.63 ± 1.92	941.90 ± 7.47
315.°	19	2452.64 ± 6.52	3861.06 ± 4.59	2626.78 ± 10.60	820.29 ± 1.13
	38	760.82 ± 2.14	1029.06 ± 4.34	1185.65 ± 0.88	495.46 ± 0.74
	57	238.64 ± 1.06	499.41 ± 0.62	661.92 ± 0.05	365.91 ± 0.54
	76	138.39 ± 0.24	293.32 ± 2.06	389.07 ± 1.59	241.09 ± 1.47
	152	33.95 ± 2.25	66.78 ± 0.73	90.28 ± 0.49	60.28 ± 1.49

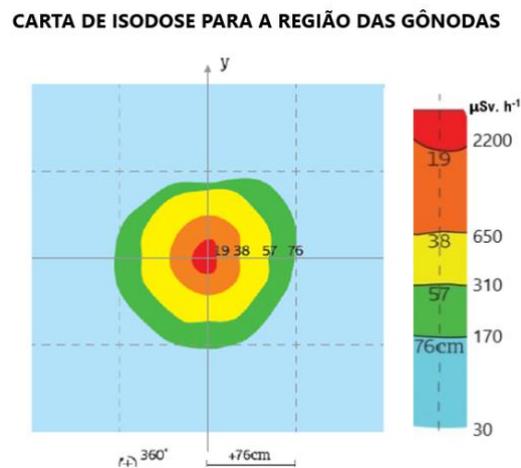
Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Para todas as distâncias, foi construído o mapa de isodose para cada altura em relação ao piso da sala. Os resultados numéricos encontrados nas taxas de doses, o desvio padrão em relação aos ângulos radiais e as distâncias do feixe principal podem ser vistos na Tabela 10.

Com a radiação espalhada no interior da sala de fluoroscopia do hospital, foi construído o mapeamento das taxas de doses das radiações (Figura 34-37), nas posições destacadas a seguir.

O plano para a altura de 90 cm corresponde à região das gônadas, com estas distâncias do isocentro: 0, 19, 38, 57, 76 e 152 cm. As isodoses distribuídas em faixas coloridas estão representadas no mapa de isodose para essa altura (Figura 34).

Figura 34 - Mapa de isodoses para a altura 90 cm



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

A faixa de cor vermelha associa-se às taxas de doses maiores que 2200 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ em até 19 cm do feixe principal.

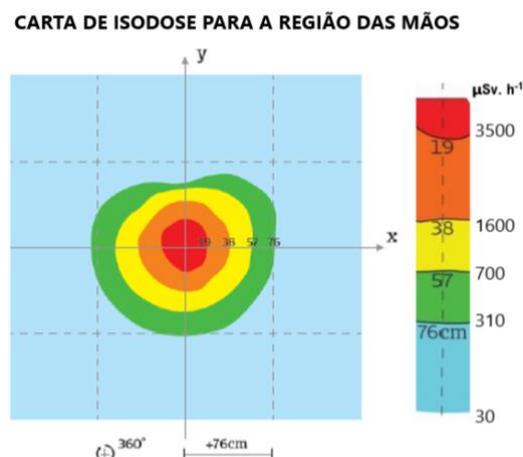
A faixa de cor laranja, na faixa entre 19 e 38 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre 2200 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ e 650 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$.

A faixa de cor amarela, na faixa entre 38 e 57 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre 650 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ e 310 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$, e a de cor azul, às taxas de doses menores.

A faixa de cor verde, na faixa entre 57 e 76 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $310\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $170\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$, e a de cor azul, às taxas de doses menores que $170\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

O plano para a altura de 109 cm corresponde à região das mãos, com estas distâncias do isocentro: 0, 19, 38, 57, 76 e 152 cm. As isodoses distribuídas em faixas coloridas estão representadas no mapa de isodose para essa altura (Figura 35).

Figura 35 - Mapa de isodoses para a altura 109 cm



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

A faixa de cor vermelha associa-se às taxas de doses maiores que $3500\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ em até 19 cm do feixe principal.

A faixa de cor laranja, na faixa entre 19 e 38 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $3500\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $1600\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

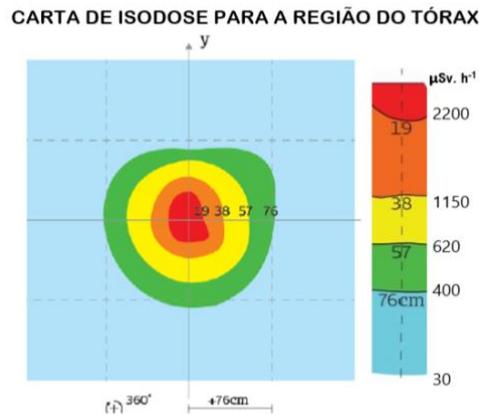
A faixa de cor amarela, na faixa entre 38 e 57 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $1600\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $700\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor verde, na faixa entre 57 e 76 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $310\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $170\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor azul, na faixa acima de 76 cm, associa-se às taxas de doses menores que $170\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

O plano para a altura de 128 cm corresponde à região do tórax, com estas distâncias do isocentro: 0, 19, 38, 57, 76 e 152 cm. As isodoses distribuídas em faixas coloridas estão representadas no mapa de isodose para essa altura (Figura 36).

Figura 36 - Mapa de isodoses para a altura 128 cm



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

A faixa de cor vermelha associa-se às taxas de doses maiores que 2200 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ em até 19 cm do feixe principal.

A faixa de cor laranja, na faixa entre 19 e 38 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre 2200 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ a 1150 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor amarela, na faixa entre 38 e 57 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre 1150 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ a 620 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor verde, na faixa entre 57 e 76 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre 620 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ a 400 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor azul, na faixa acima de 76 cm, associa-se às taxas de doses menores que 170 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

O plano para a altura de 166 cm corresponde à região dos olhos com estas distâncias do isocentro: 0, 19, 38, 57, 76 e 152 cm (Figura 37) e representa as intensidades das taxas de doses médias. As isodoses distribuídas em faixas coloridas estão representadas no mapa de isodose para a altura de 166 cm.

A faixa de cor vermelha associa-se às taxas de doses maiores que 900 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ em até 19 cm do feixe principal.

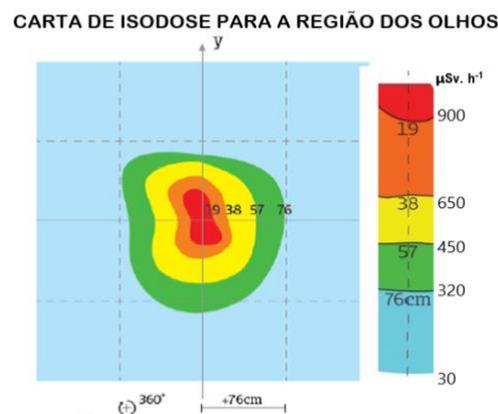
A faixa de cor laranja, entre 19 e 38 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $900\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $650\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor amarela, entre 38 e 57 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $650\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $450\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor verde, entre 57 e 76 cm, associa-se às taxas de doses compreendidas entre $450\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ e $320\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A faixa de cor azul, na faixa acima de 76 cm, associa-se às taxas de doses menores que $170\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

Figura 37 - Mapa de isodoses para a altura 166 cm



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

4.1.3 Cálculos para as Estimativas das doses Acumuladas em Tempo Real

As estimativas das de taxas doses em tempo real são obtidas em relação à taxa de dose em um ponto de referência preestabelecido, fixo, para fazer as conversões das taxas de doses em tempo real. O ponto de referência estabelecido foi de 166 cm de altura e 76 cm distante do feixe principal com ângulo radial de 0° em relação à mesa de fluoroscopia. O valor medido no ponto de referência, *TaxaDosePontoReferencia*, foi $443\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

A aquisição das taxas de doses em tempo real pelo detector da radiação é transferida através do cabo de comunicação entre a câmara de ionização e o computador. Esses dados, registrados segundo a segundo, são armazenados na planilha do Excel (Figura 38).

O fator de conversão é a padronização da relação entre o valor compreendido na faixa da taxa de dose no mapa de isodose, *FaixaDoseMapaIsodose*, e o valor da taxa de dose do ponto de referência, *TaxaDosePontoReferencia*, às quais estão associadas as distâncias: 19,

38, 57, 76 e 152 cm em relação ao feixe principal, correspondendo ao fator de conversão relativo à altura de 90 cm. Os fatores calculados foram 4.97, 1.47, 0.70, 0.38 e 0.20.

Figura 38 - Resultados apresentados na planilha do sistema da Ludlum

Current Result - SN: 25003417			
TimeDate Stamp	Reading (uSv/h)	Average (uSv/h) for last 5 readings	Integrated Reading (uSv)
7/27/2017 22:01:40	0,1	0,1	8,1

Stored Results - SN: 25003417			
TimeDate Stamp	Reading (uSv/h)	Average (uSv/h) for last 5 readings	Integrated Reading (uSv)
27/07/2017 21:52	0,0	0,0	0,0
27/07/2017 21:53	0,0	0,0	0,0
27/07/2017 21:53	5,7	1,2	0,0
27/07/2017 21:53	279,1	242,5	0,3
27/07/2017 21:53	279,1	279,9	0,6
27/07/2017 21:54	274,3	338,0	1,1
27/07/2017 21:54	271,7	300,2	1,2
27/07/2017 21:54	270,5	283,1	1,3
27/07/2017 21:54	270,4	274,4	1,4

Fonte: Adaptado de Caracappa (2006)

Para outras alturas, associadas ao ponto de referência, os fatores foram: 7.90, 3.61, 1.58, 0.68 e 0.20, para 109 cm; 4.97, 2.60, 1.40, 0.90 e 0.20, para 128 cm; e 2.03, 1.47, 1.02, 0.72 e 0.20, para 166 cm.

As taxas de dose em tempo real, *TaxaDoseTempoReal*, foram calculadas em relação aos fatores de conversões correspondentes, e a estimativa da dose acumulada resulta do tempo de exposição à radiação, apresentada em tempo real no monitor de visualização. A Figura 39 ilustra os valores da distribuição das taxas de doses em tempo real e a estimativa da dose acumulada, *Estimativa* ($\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$), segundo a segundo, em relação ao valor fixo medido da taxa de dose no ponto de referência.

Enquanto o sistema de fluoroscopia estiver ligado durante um procedimento intervencionista, as medidas das estimativas das doses acumuladas em tempo real são

calculadas e apresentadas numericamente, segundo a segundo, no monitor de visualização, correspondendo às faixas do mapa de isodose onde se encontram o médico e a sua equipe.

Figura 39 - Cálculos das estimativas de doses acumuladas na posição do médico intervencionista

Ponto Referência	FATOR	distância
443 μSv	Mapa Isodose	FATOR
RED	2200	4,97
ORANGE	650	1,47
YELLOW	310	0,70
GREEN	170	0,38
BLUE	90	0,20
		cm
		19
		38
		57
		76
		152

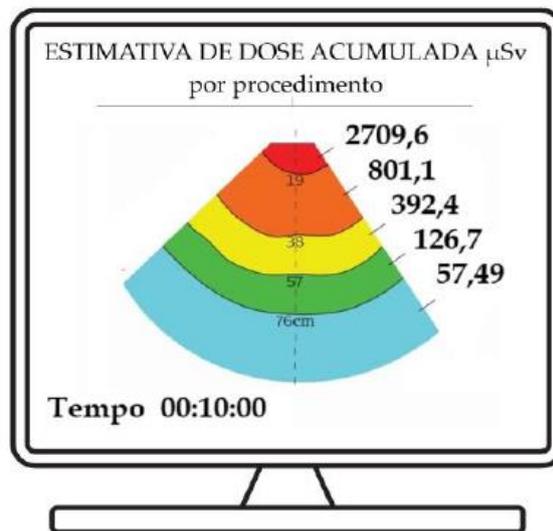
TxD	Acc	TxD	Acc	TxD	Acc	TxD	Acc	TxD	Acc	TxD	Acc
.....
0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
280,4	0,4	1392,7	2,2	411,5	0,6	196,2	0,3	107,6	0,2	56,9	0,1
280,8	0,5	1394,6	2,6	412,1	0,7	196,5	0,4	107,8	0,2	57,1	0,1
279,1	0,6	1386,2	2,9	409,6	0,9	195,3	0,4	107,1	0,2	56,7	0,1
34,3	0,7	170,5	3,7	50,4	1,1	24,0	0,5	13,2	0,3	6,9	0,2
.....
270,3	7,3	1342,3	36,2	396,6	10,7	189,2	5,1	103,7	2,8	54,9	1,5
270,8	7,4	1344,9	36,5	397,3	10,8	189,5	5,2	103,9	2,8	55,1	1,5
272,5	7,9	1353,4	39,2	399,9	11,6	190,7	5,5	104,6	3,1	55,4	1,6
.....

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os valores das estimativas das doses acumuladas em tempo real são apresentados segundo a segundo, associados às faixas de cores, respectivamente, com tempo de exposição da execução do procedimento médico (Figuras 40). As estimativas são, então, apresentadas indicando a região das gônadas, a uma altura de 90 cm.

Os mesmos procedimentos de medidas em tempo real foram realizados para as regiões das mãos, do tórax e do cristalino dos olhos.

Figura 40 - Apresentação no monitor de visualização dos resultados das estimativas doses acumuladas



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

4.1.4 Validação das Medidas Reais com as Simuladas

A validação das medidas das taxas de doses em tempo real foi realizada na posição usual do médico intervencionista, em um ângulo de 45° em relação à mesa de fluoroscopia e 76 cm distante do feixe principal, correspondente à região das gônadas e da lente do cristalino dos olhos, com tempo de exposição de dez segundos.

Selecionadas aleatoriamente, as taxas de doses em tempo real foram comparadas com as taxas medidas anteriormente nos pontos fixos (Tabela 10), para verificar como elas se comparam dentro do intervalo de confiança.

Tabela 10 Relação das taxas de doses medidas e estimadas ($\mu\text{Sv.h}^{-1}$) na posição correspondente à região das gônadas

Taxas de Doses Estimadas	325,6	441,2	472,8	474,6
Taxas de Doses Medidas	351,5	385,1	399,1	403,3

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os testes das taxas de doses e da estimada foram realizados na posição do médico intervencionista, na região das gônadas, e não refutaram a hipótese de que os resultados encontrados entre os valores medidos e estimados fossem iguais. Assim, o valor

correspondente ao valor-p encontrado, de $0,01 < p < 0,025$, indicou que a hipótese de comparação entre o antes e o depois das medidas foi aceita, indicando a sua validação.

A outra validação das medidas da radiação espalhada foi para a região da lente do cristalino dos olhos, realizada na posição usual do médico intervencionista, no ângulo de 45° , em relação à mesa de fluoroscopia, 76 cm distante do feixe principal e a 166 cm do chão. Os valores das taxas de doses medidos antes e a taxa de dose estimada encontram-se na Tabela 11.

Tabela 11 Relação das taxas de dose medidas e estimadas ($\mu\text{Sv.h}^{-1}$) na posição à região da lente do cristalino dos olhos

Taxas Doses/Medidas	1817,8	727,1	248,5	47,8
Taxas Doses/Estimadas	1568,2	728,1	248,1	48,8

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os testes da taxa de dose e da estimada realizados na posição do cristalino dos olhos do médico intervencionista não refutaram a hipótese de que os resultados encontrados entre os valores medidos e estimados fossem iguais, já que o valor-p encontrado foi $0,05 < p < 0,025$. Assim, a hipótese indicou que a comparação entre o antes e depois das medidas foi aceita, indicando a sua validação.

4.1.5 Simulações das Estimativas das Doses Acumuladas em Tempo Real

Para simular as estimativas das doses acumuladas em tempo real, foi utilizado o objeto espalhador com a dimensão de $30 \times 30 \times 15$ cm, simulando o experimento para o procedimento intervencionista na posição do médico radiologista e do cardiologista Efstathopoulos et al. (2011) para as distâncias de 38, 57 e 76 cm em relação ao objeto espalhador com o tubo de raios X acima da mesa, com projeção anteroposterior, AP, sem blindagem, e com 45° em relação à mesa.

Utilizou-se o modo automático da variação da corrente elétrica e da tensão elétrica do sistema de fluoroscopia com variação do tempo de exposição em 20 minutos para calcular as estimativas das doses em tempo real dentro da sala da hemodinâmica na posição femoral. Foram verificadas as doses por procedimentos para as gônadas, as mãos, o tórax e os olhos, que correspondem às alturas 90, 109, 128 e 166 cm, respectivamente, e para as distâncias do objeto espalhador em unidades em μSv (Tabela 12 e Apêndice 7B-2).

Tabela 12 - Estimativas das doses em tempo real (μSv) por procedimento intervencionista

Distância	Gônadas(90cm)	Mãos(109cm)	Tórax(128cm)	Olhos(166cm)
38 cm	159,3	392,1	281,8	159,2
57 cm	75,9	171,6	152,0	110,3
76 cm	41,7	73,5	98,0	78,4

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Como observado, devido à sua proximidade com o objeto espalhador, que é a principal fonte da radiação espalhada, a dose registrada para cada posição foi maior para o médico intervencionista radiologista do que para os demais profissionais de sua equipe no laboratório. O médico radiologista, em sua posição típica, recebeu doses mais altas nas mãos (média de 392,1 μSv), nas gônadas (média de 159,9 μSv) e nos olhos (média de 159,2 μSv).

O médico cardiologista, por sua vez, recebeu doses nas mãos (média de 171,6 μSv), nas gônadas (média de 75,9 μSv) e nos olhos (média de 110,3 μSv) Efstathopoulos et al. (2011).

O monitoramento da radiação pelo médico, observando as doses acumuladas em tempo real, é verificado através do monitor de visualização (Figura 41), representado pelas quatro alturas correspondentes às regiões do corpo humano, isto é, as gônadas (a 90 cm), as mãos (a 109 cm), o tórax (a 128 cm) e as lentes do cristalino dos olhos (a 166 cm).

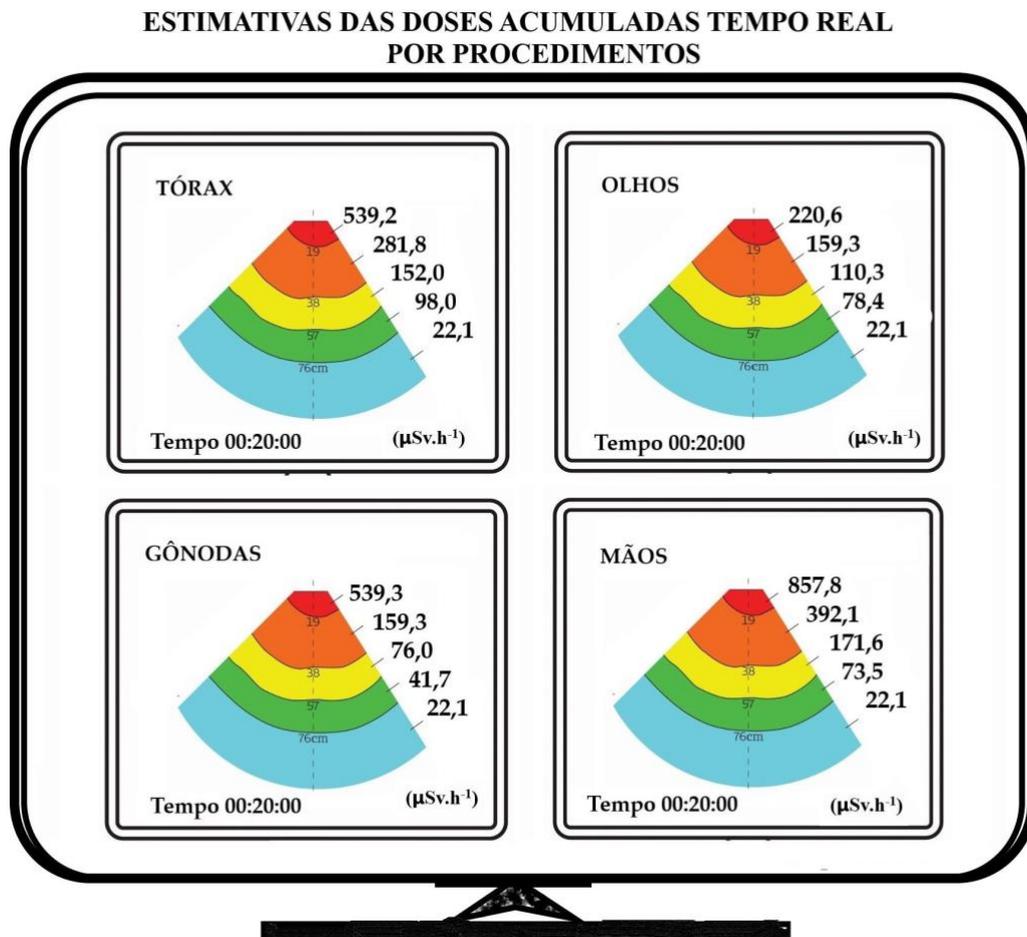
A partir momento em que se inicia o procedimento intervencionista, o sistema de fluoroscopia fica ativo no modo automático. O tempo de fluoroscopia usado foi de 20 minutos, conforme a literatura, para o médico intervencionista principal, localizado a uma distância de 46 cm do paciente, e para o assistente, a 56 cm da mesa de fluoroscopia Efstathopoulos et al. (2011 e Ploussi; Efstathopoulos (2016), com o tubo de raios X acima da mesa Marshall; Faulkner (1992).

As estimativas das doses acumuladas em tempo real estão em $\mu\text{Sv/h}$ e indicam o tempo do procedimento intervencionista até que o sistema seja desligado. No Apêndice 7B estão armazenados todos os dados do procedimento, apresentados no monitor de visualização quando se completaram 20 minutos do sistema de fluoroscopia ligado.

Os médicos intervencionistas e a sua equipe podem acompanhar as doses recebidas em tempo real a qualquer momento, simplesmente conhecendo as suas distâncias e a região que querem observar em relação à mesa.

É importante salientar que um simples deslocamento na faixa de radiação pode indicar uma significativa redução da exposição Sanchez et al. (2010, 2015 e Sandblom et al. (2013 e Takata et al. (2020).

Figura 41 - Visualizações das estimativas das doses em tempo real para as regiões do corpo



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

4.2 DISCUSSÃO

Os procedimentos médicos intervencionistas que utilizam a fluoroscopia requerem dos profissionais envolvidos no desempenho de suas funções a evidência para a formação e a sensibilização para os riscos associados às radiações ionizantes, bem como o incentivo no uso adequado das recomendações de radioproteção com a finalidade de reduzir as doses compatíveis durante esses procedimentos. Os resultados alcançados neste trabalho indicam as regularidades conformes as recomendações da ANVISA (2019 e Vano (2011).

Os serviços dos procedimentos médicos intervencionistas usando a fluoroscopia, realizados no Setor de Hemodinâmica do Hospital de Universitário, são intensivos e merecem toda a atenção das equipes sobre os efeitos causados pela radiação ionizante.

A monitoração em tempo real das doses acumuladas em torno da mesa de fluoroscopia durante o procedimento intervencionista é essencial na minimização dos efeitos das radiações ionizantes, por isso resolveu-se estudar a distribuição da radiação espalhada nesses procedimentos e estimar, em tempo real, as doses de radiação efetivas recebidas pelos diferentes profissionais envolvidos nas intervenções cirúrgicas.

Em relação aos parâmetros técnicos utilizados neste estudo, como a corrente elétrica e a tensão elétrica em relação à taxa de dose, verificou-se as linearidades das medidas, descritas nas Tabelas 2 e 3.

Outro parâmetro importante foi a constatação da dependência angular no sistema de fluoroscopia na posição usual do médico intervencionista. Verificou-se o coeficiente de correlação linear entre as medidas como excelente, tanto para a região das gônadas como para a lente do cristalino dos olhos (Tabelas 4 e 5).

Além disso, as taxas de doses resultantes da radiação espalhada mostraram-se altas em direção ao tubo de raios X, principalmente próximo ao paciente Schueler, B. A. et al. (2006).

Em relação à taxa de dose em função da distância, observou-se uma diferença entre os dados experimentais e os valores teóricos para curtas distâncias do campo de exposição. Desse modo, de acordo com as medidas realizadas, a lei do inverso do quadrado da distância subestima a taxa de dose real.

A distribuição das taxas de doses resultante da radiação espalhada em função da distância ao feixe de radiação possibilitou construir os mapas de isodoses para as regiões das gônadas, das mãos, do tórax e da lente do cristalino dos olhos, representadas nas Figuras 36-39.

A distribuição das taxas de doses no entorno da mesa, no mapa de isodoses, é irregular, destacando-se uma deformidade da dose nas posições correspondentes à localização próxima do equipamento de fluoroscopia, decorrente, muito provavelmente, da absorção da radiação espalhada pelo equipamento.

Também são consideradas as altas intensidades das taxas de doses nas distâncias abaixo de 38 cm do feixe principal no mapa de isodoses, região onde os médicos executam procedimentos intervencionistas.

As visualizações das medidas das estimativas de doses acumuladas em tempo real foram exibidas numericamente durante o procedimento médico intervencionista, com representações das energias nas faixas coloridas que correspondem às distâncias de 19, 38, 57, 76 e 152 cm em relação ao feixe principal.

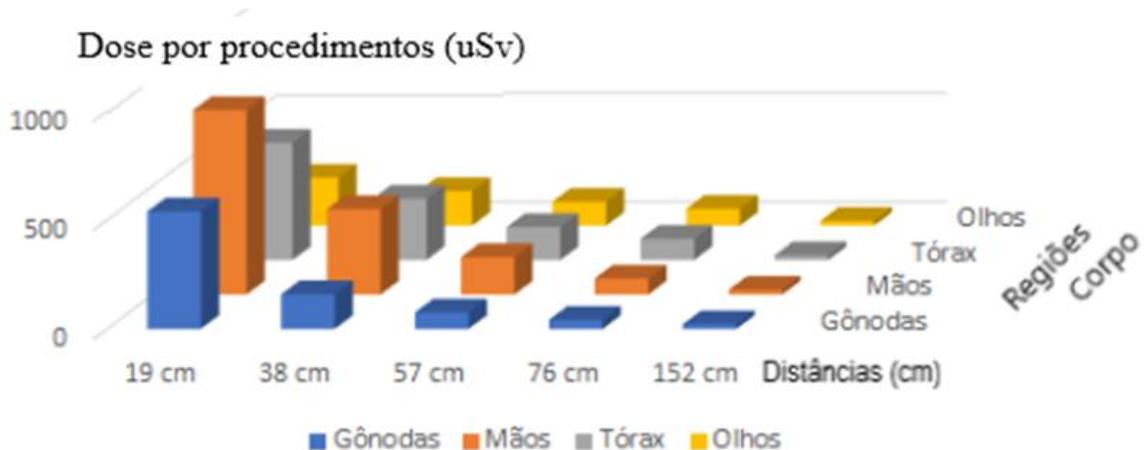
Utilizando o modelo para determinar as estimativas das doses em tempo real, é necessário monitorar a dose nas extremidades do corpo que se encontram desprotegidas, especialmente nos órgãos sensíveis à radiação, como as mãos e as lentes do cristalino dos olhos.

De fato, o uso inadequado dos equipamentos de proteção ou as más práticas (por exemplo, colocar as mãos diretamente no aparelho de raios X) pode levar a altas doses em posições inesperadas e baixa correlação entre os dados dosimétricos Tsapaki et al. (2004).

Assim, será importante avaliar as doses de radiação nas extremidades superior (mãos) e inferior (gônadas) e nas lentes dos olhos para garantir que os limites anuais de dose não sejam excedidos.

É evidente que existe uma variação considerável entre os estudos que podem ser atribuídos a vários fatores, como ao tipo de complexidade do procedimento realizado Tsapaki et al. (2004), à estrutura corporal do paciente Vano et al. (2006) e às vias de acesso – femoral ou radial Whitby; Martin (2005), figura 42.

Figura 42 - Estimativas das doses acumuladas em μSv por procedimento



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

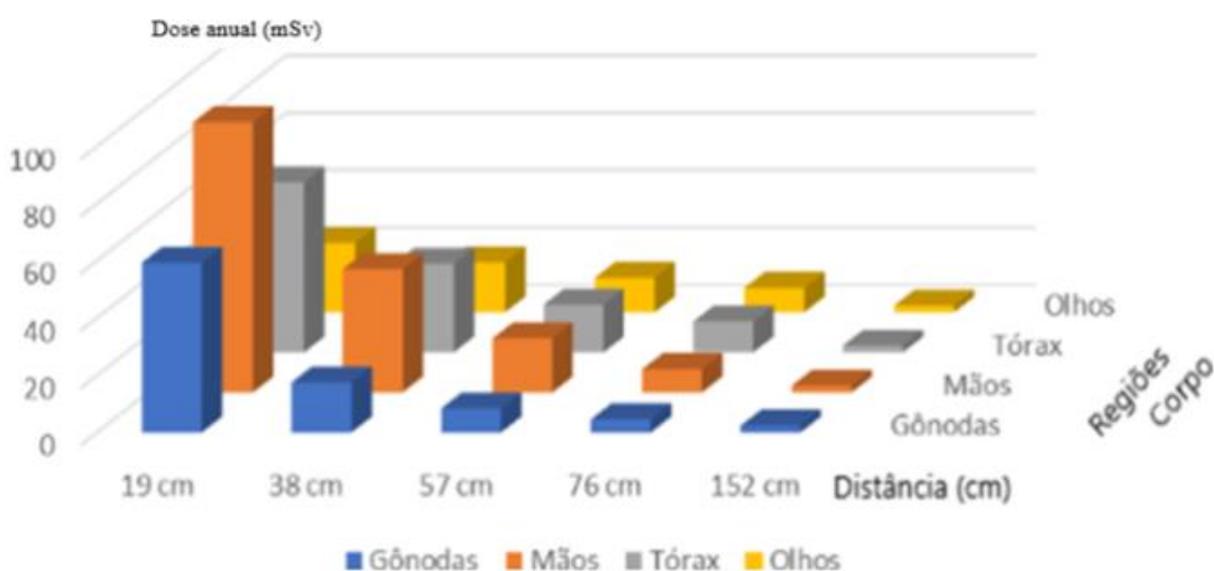
Os resultados das estimativas das doses acumuladas em tempo real em μSv estão apresentadas na Figura 43 para as distâncias de 19, 38, 57, 76 e 152 cm para as regiões das gônadas, das mãos, do tórax e dos olhos, respectivamente, sem blindagem, durante a simulação de um procedimento de 20 minutos. As regiões do corpo desprotegidas, como mãos e olhos, merecem a atenção dos médicos intervencionistas nesses procedimentos, posto

que se encontram próximos aos feixes das radiações ionizantes, visando evitar danos à sua saúde.

Com essas observações, o médico poderá minimizar os efeitos das radiações ionizantes diminuindo, ligeiramente, a sua distância em relação ao feixe de radiação, sem influenciar seu desempenho no procedimento.

Os resultados do estudo para um total de 110 procedimentos intervencionistas, como a angioplastia, durante o ano, com as estimativas das doses acumuladas em tempo real, encontram-se na Figura 43.

Figura 43 - Estimativas das doses acumuladas anuais em mSv



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Os resultados apresentados referem-se às estimativas das doses anuais por procedimentos médicos, sem a utilização de blindagens correspondentes às regiões do corpo do médico. Assim, de acordo com a Tabela 1, verifica-se que tais estimativas encontram-se abaixo das recomendações da Agência de Proteção Radiológica, ICRP Cousins et al. (2013a).

O médico radiologista é quem se encontra mais próximo do paciente, a 46 cm de distância, enquanto o médico cardiologista está a 56 cm Efstathopoulos et al. (2011). Os resultados das estimativas anuais consideraram todos os procedimentos intervencionistas realizados durante o ano, 110 no total Häusler et al. (2009 e Lesyuk et al. (2016).

Os resultados das estimativas das doses acumuladas em tempo real são comparados às literaturas, lembrando que as medidas foram aplicadas sem o uso da blindagem e usando a configuração do sistema de raios X acima da mesa Marshall; Faulkner (1992).

Tabela 13 - Estimativas das doses acumuladas em tempo real em μSv por procedimento intervencionista sem blindagem durante 20 minutos

LITERATURA	Gônadas (90cm)	Mãos (109cm)	Tórax (128cm)	Olhos (166cm)
Nosso estudo (até 57 cm)	159,3	392,1	281,8	159,2
(Vaño et al., 1998) radiologista	-	396	283	284
(Efsthopoulos et al., 2011) radiologista	143	427	482	86
Martin (2011)	96	338	392	89
Nosso estudo (até 76 cm)	42	74	98	22
(Vaño et al., 1998) cardiologista		65	125	43

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Normalmente, nos procedimentos intervencionistas, são utilizados os sistema em arco-C com a configuração do tubo de raios X abaixo da mesa, entretanto, em procedimentos intervencionistas, também são utilizadas técnicas em que o arco-C é invertido, como em cirurgias ortopédicas, conforme relatado nas seguintes literaturas: *Radiation Exposure With Use Of the Inverted-C-Arm Technique in Upper-Extremity Surgery Design* (2013), *Occupational Radiation Exposure from C Arm Fluoroscopy During Common Orthopaedic Surgical Procedures and its Prevention* Mahajan (2015), *Study of scattered radiation during fluoroscopy in hip surgery* (Sousa et al., 2016) Lesyuk et al. (2016) e *Inverted C-arm Orientation During Simulated Hip Arthroscopic Surgery* Nadig et al. (2018).

Cabe ressaltar que o modelo aqui adotado para fazer as estimativas das doses acumuladas usando a fluoroscopia pode ser aplicado para os dois casos.

5 CONCLUSÃO

Um modelo para estimar as medidas de doses acumuladas em tempo real guiada por fluoroscopia durante o procedimento intervencionista foi desenvolvido. Sua importância reside no fato de que ele pode ser usado como uma ferramenta para monitorar a radiação X, nos limites sugeridos pelo ICRP, nas práticas da equipe médica, para adequar seus movimentos em relação ao aparelho de fluoroscopia, instalado na sala de fluoroscopia, porém sem comprometer o procedimento médico intervencionista e reduzindo significativamente a radiação espalhada.

Além disso, o modelo permite ter uma abordagem intuitiva de segurança da radiação espalhada durante os procedimentos intervencionistas.

Os resultados da simulação das estimativas das doses acumuladas em tempo real para as regiões da gônada, da mão, do tórax e olhos do médico intervencionista foram satisfatórios, apresentando redução da radiação com o afastamento em relação ao feixe de raios X. Os valores numéricos da radiação no monitor de visualização são observados em determinado instante durante o procedimento médico intervencionista.

Os resultados apresentados por procedimentos correspondem às literaturas e encontram-se dentro das recomendações dos limites para exposição ocupacional conforme a *International Commission on Radiological Protection*.

As estimativas de doses acumuladas em tempo real ajudam o médico intervencionista a otimizar a exposição da radiação espalhada durante o procedimento de intervenção guiada por fluoroscopia, permitindo a proteção pessoal do profissional e reduzindo a dose ocupacional durante o procedimento.

O modelo desenvolvido pode ser aplicado para o tubo de raios X acima da mesa, como demonstrado neste trabalho, ou em sua parte inferior, usual nas salas de fluoroscopia.

Os resultados do presente estudo indicam que um sistema para visualização em tempo real da dose de radiação pode ter um impacto positivo na otimização da proteção radiológica ocupacional. Em particular, isso pode afetar o comportamento dos trabalhadores que praticam proteção radiológica pessoal inadequada.

TRABALHOS FUTUROS

- Estudar os efeitos das distribuições das radiações espalhadas para diferentes projeções geométricas e angulações do arco cirúrgico no entorno da mesa de fluoroscopia;
- Monitorar as doses acumuladas em tempo real do médico intervencionista, durante o procedimento, com a finalidade de reduzir os efeitos da radiação;
- Atualizar o relatório ao final de cada procedimento intervencionista, armazenando-o em um banco de dados das doses acumuladas no médico, conforme a legislação vigente de segurança do profissional.

REFERÊNCIAS

ABDELRAHMAN, M.; LOMBARDO, P.; VANHAVERE, F.; et al. First steps towards online personal dosimetry using computational methods in interventional radiology: Operator's position tracking and simulation input generation. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 171, n. January, p. 108702, 2020. Elsevier Ltd. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X19309521?dgcid=author>>.

ANVISA. Resolução Da Diretoria Colegiada - Rdc Nº 330, De 20 De Dezembro De 2019. **Diário Oficial da União**, v. 234, n. 1, p. 85, 2019.

BACCHIM NETO, F. A.; ALVES, A. F. F.; MASCARENHAS, Y. M.; NICOLUCCI, P.; PINA, D. R. DE. Occupational radiation exposure in vascular interventional radiology: A complete evaluation of different body regions. **Physica Medica**, v. 32, n. 8, p. 1019–1024, 2016. Associazione Italiana di Fisica Medica. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.06.014>>. .

BADAWY, M. K.; DEB, P.; CHAN, R.; FAROUQUE, O. A Review of Radiation Protection Solutions for the Staff in the Cardiac Catheterisation Laboratory. **Heart Lung and Circulation**, v. 25, n. 10, p. 961–967, 2016. Australian and New Zealand Society of Cardiac and Thoracic Surgeons (ANZSCTS) and the Cardiac Society of Australia and New Zealand (CSANZ). Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.hlc.2016.02.021>>. .

BALTER, S.; FLETCHER, D. W.; KUAN, H. M.; MILLER, D. Techniques to estimate radiation dose to skin during fluoroscopically guided procedures α . United States Regulations 3. Direct Dose Measurement Methods. **Report**, , n. July, p. 1–10, 2002.

BARTLETT; DIETZE; ICRP. ICRU and ICRP Draft Joint Report Operational Quantities for External Radiation Exposure. , v. XX, n. X, 2017.

BUSHBERG, J. T. The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition. **Medical Physics**, v. 40, n. 7, p. 077301, 2013.

DE CAMARGO LOURENCO, J. C.; PASCHUK, S. A.; SCHELIN, H. R.; DENYAK, V.; SANTOS, C. A. C. Development of a system to estimate doses in real time. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 167, n. December 2018, p. 108267, 2020. Elsevier Ltd. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.04.017>>. .

CARACAPPA, P. R. ADIOLOGICAL ENGINEERING Instructors : , 2006.

CHRISTOPOULOS, G.; PAPAYANNIS, A. C.; ALOMAR, M.; et al. Effect of a real-time radiation monitoring device on operator radiation exposure during cardiac catheterization: The radiation reduction during cardiac catheterization using real-time monitoring study. **Circulation: Cardiovascular Interventions**, v. 7, n. 6, p. 744–750, 2014.

Compacto Plus Código 0124 Manual Técnico de Serviço e Instalação. ., p. 1–85.

COSTA, P. R.; YOSHIMURA, E. M.; NERISSIAN, D. Y.; MELO, C. S. Correlation between effective dose and radiological risk: General concepts | Correlação entre dose efetiva e riscos radiológicos: Conceitos gerais. **Radiologia Brasileira**, 2016. Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84978410033&partnerID=MN8TOARS>>. .

COUSINS, C.; MILLER, D. L.; BERNARDI, G.; et al. ICRP publication 120: Radiological Protection in Cardiology. **Annals of the ICRP**, v. 42, n. 1, p. 1–125, 2013a.

COUSINS, C.; MILLER, D. L.; BERNARDI, G.; et al. ICRP publication 120: Radiological Protection in Cardiology. **Annals of the ICRP**, v. 42, n. 1, p. 1–125, 2013b.

DESIGN, S. Radiation Exposure W ith Use O f the Inverted-C-Arm Technique in Upper-Extremity Surgery. ., 2013.

EFSTATHOPOULOS, E. P.; PANTOS, I.; ANDREOU, M.; et al. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. **British Journal of Radiology**, v. 84, n. 997, p. 70–77, 2011.

FOSBINDER, R. A. X-ray interactions. **Seminars in Radiologic Technology**, v. 10, n. 3, p. 104–108, 2002.

GERSHAN, V.; ACOVSKA, V. Implentation of Ray Safe i2 System for Staff Dose Measuring in Interventional Radiology. **Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering**, , n. October, p. 10–13, 2013.

HÄUSLER, U.; CZARWINSKI, R.; BRIX, G. Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: A multicentre study. **European Radiology**, v. 19, n. 8, p. 2000–2008, 2009.

INABA, Y.; CHIDA, K.; KOBAYASHI, R.; KAGA, Y.; ZUGUCHI, M. Fundamental study of a real-time occupational dosimetry system for interventional radiology staff. **Journal of Radiological Protection**, v. 34, n. 3, 2014.

INABA, Y.; NAKAMURA, M.; ZUGUCHI, M.; CHIDA, K. Development of novel real-time radiation systems using 4-channel sensors. **Sensors (Switzerland)**, v. 20, n. 9, 2020. MDPI AG.

JASCHKE, W.; BARTAL, G.; MARTIN, C. J.; VANO, E. Unintended and Accidental Exposures , Significant Dose Events and Trigger Levels in Interventional Radiology European Society of Radiology. **CardioVascular and Interventional Radiology**, 2020. Springer US. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00270-020-02517-2>>. .

JOON YAU LEONG, AMIR S. PATEL, R. R. 乳鼠心肌提取 HHS Public Access. **Physiology & behavior**, v. 176, n. 5, p. 139–148, 2017.

KHOSRAVINIA, M. Staff dose measurement in real time , an evaluation of Unfors Raysafe i2. , p. 1–34, 2013.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement, Third Edition**. 2000.

KOENIG, T. R.; WAGNER, L. K.; METTLER, F. A. Radiation injury of the skin following diagnostic and interventional fluoroscopic procedures. **International conference on radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy; Malaga (Spain); 26-30 Mar 2001**, , n. Figura 1, p. 312–316, 2001. Disponível em: <https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:32065337>. .

LEON-GARCIA, A. **Probability, Statistics, and Random Processes for Engineers**. 2009.

LESYUK, O.; SOUSA, P. E.; RODRIGUES, S. I. DO E. S.; et al. Estudo da radiação espalhada em fluoroscopia durante procedimentos cirúrgicos no quadril. **Radiologia Brasileira**, v. 49, n. 4, p. 234–240, 2016.

LEYTON, F.; CANEVARO, L.; DOURADO, A.; et al. Radiation Risks and the Importance of Radiological Protection in Interventional Cardiology: A Systematic Review. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva (English Edition)**, v. 22, n. 1, p. 87–98, 2015. Elsevier Masson SAS. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S2214-1235\(15\)30184-8](http://dx.doi.org/10.1016/S2214-1235(15)30184-8)>. .

LIVINGSTONE, R.; VARGHESE, A. Radiation Safety Culture: The Way Forward in Practicing Interventional Radiology. **Journal of Clinical Interventional Radiology ISVIR**, v. 01, n. 02, p. 100–106, 2017.

MAHAJAN, A. Occupational Radiation Exposure from C Arm Fluoroscopy During Common Orthopaedic Surgical Procedures and its Prevention. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, p. 1–4, 2015.

MAI, T. The use of a Real-Time Displayed Measuring System for X-rays - an evaluation of personnel doses in an angiography room with a , p. 1–35, 2011.

MARSHALL, N. W.; FAULKNER, K. The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology. **British Journal of Radiology**, v. 65, n. 769, p. 44–49, 1992.

MARSHALL, N. W.; FAULKNER, K.; CUSMA, J. T.; et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of Europe and the society of interventional radiology. **British Journal of Radiology**, v. 21, n. 2, p. 607–615, 2010. Disponível em: <<http://www.acc.org/latest-in-cardiology/articles/2015/12/31/10/12/radiation-safety-for-the-interventional-cardiologist>>. .

MARTIN, C. J. A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 136, n. 3, p. 140–157, 2009. England. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19759087>>. .

MARTIN, C. J. Personal dosimetry for interventional operators: When and how should monitoring be done? **British Journal of Radiology**, v. 84, n. 1003, p. 639–648, 2011.

MATEYA, C. F.; CLAYCAMP, H. G. Phantom-Derived Estimation of Effective Dose Equivalent from X Rays with and Without a Lead Apron. **Health Physics**, v. 72, n. 6, p. 842–847, 1997. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00004032-199706000-00003>>. Acesso em: 22/6/2020.

MCKETTY, M. H. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray Attenuation. **Radiographics**, v. 18, n. 1, p. 151–163, 1998.

NADIG, N.; SHAW, K. A.; MOTTERN, E.; BOJESCU, J.; MUELLER, T. Inverted C-arm Orientation During Simulated Hip Arthroscopic Surgery. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v. 6, n. 10, p. 1–6, 2018.

NN, N. C. REQUISITOS DE SEGURANÇA E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA. , 2017.

NOWAK, M.; CARBONEZ, P.; KRAUSS, M.; VERDUN, F. R.; DAMET, J. Characterisation and mapping of scattered radiation fields in interventional radiology theatres. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 1–9, 2020. Nature Publishing Group UK. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/s41598-020-75257-5>>. .

PLOUSSI, A.; EFSTATHOPOULOS, E. P. Importance of establishing radiation protection culture in Radiology Department. **World Journal of Radiology**, v. 8, n. 2, p. 142, 2016.

REHN, E. Modeling of scatter radiation during interventional X-ray procedures. , 2015.

ROS, R. A.; CALDAS, L. V. E. Controle de qualidade de medidores de tensão não-invasivos em equipamento de raios X, nível diagnóstico. **Radiologia Brasileira**, v. 34, n. 2, p. 89–94, 2001. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842001000200007&lng=pt&tlng=pt>. .

SAILER, A. M.; PAULIS, L.; VERGOOSSEN, L.; et al. Real-Time Patient and Staff Radiation Dose Monitoring in IR Practice. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 40, n. 3, p. 421–429, 2017.

SANCHEZ, R. M.; VANO, E.; FERNANDEZ, J. M.; ESCANED, J. Evaluation of a real-time display for skin dose map in cardiac catheterisation procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1–4, p. 240–243, 2015.

SANCHEZ, R.; VANO, E.; FERNANDEZ, J. M.; GALLEGO, J. J. Staff radiation doses in a real-time display inside the angiography room. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 33, n. 6, p. 1210–1214, 2010.

SANDBLOM, V.; MAI, T.; ALMÉN, A.; et al. Evaluation of the impact of a system for real-time visualisation of occupational radiation dose rate during fluoroscopically guided procedures. **Journal of Radiological Protection**, v. 33, n. 3, p. 693–702, 2013.

SCHUELER, B. A.; VRIEZE, T. J.; BJARNASON, H.; STANSON, A. W. An investigation of operator exposure in interventional radiology. **Radiographics**, v. 26, n. 5, p. 1533–1540, 2006.

SCHUELER ET AL. An Investigation of Operator Exposure in Interventional. **RadioGraphics**, v. 26, p. 1533–1541, 2006.

SEIBERT, J. A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray Generators. **Radiographics**, v. 17, n. 6, p. 1533–1557, 1997.

SEIBERT, J. A. Part 1: Basic principles of x-ray production. **J Nucl Med Technol**, v. 32, n. 3, p. 139–47, 2004.

SEIBERT, J. A.; BOONE, J. M. Part 2: X-ray interactions and image formation. **J Nucl Med Technol**, v. 33, n. 1, p. 3–18, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15731015>>. .

SHOPE, B. Radiation-induced injuries from skin. **Radiographics**, v. 16, n. 5, p. 1195–1199, 1996.

SULIMAN, I. I.; ABDALLA, S. E.; AHMED, N. A.; GALAL, M. A.; SALIH, I. Survey of computed tomography technique and radiation dose in Sudanese hospitals. **European Journal of Radiology**, v. 80, n. 3, p. e544–e551, 2011. Elsevier Ireland Ltd. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.12.050>>. .

T. KRON. Applications of Thermoluminescence Dosimetry in Medicine. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 85, n. 1–4, p. 333–340, 1999.

TAKATA, T.; KONDO, H.; YAMAMOTO, M.; et al. Immersive radiation experience for interventional radiology with virtual reality radiation dose visualization using fast Monte Carlo dose estimation. **Interventional Radiology**, v. In Press, p. 1–9, 2020.

TROVILLE, J.; RUDIN, S.; BEDNAREK, D. R.; KILIAN-MENEGHIN, J.; GUO, C. Development of a real-time scattered radiation display for staff dose reduction during fluoroscopic interventional procedures. , , n. May, p. 88, 2019.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; VANO, E.; et al. Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, n. 6, p. 997–1005, 2004. Disponível em: <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/49/6/010>>. .

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection: Third Edition**. 2007.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **UNSCEAR 2016 report**. 2017.

VALENTIN, J. Abstract: Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures, ICRP Publication 85. **Annals of the ICRP**, v. 30, n. 2, p. 7–7, 2000. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/S0146-6453%2801%2900004-5>>. .

VANO, E. ICRP and radiation protection of medical staff. **Radiation Measurements**, v. 46, n. 11, p. 1200–1202, 2011. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.05.031>>. .

VANO, E.; FERNANDEZ, J. M.; SANCHEZ, R. Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology. **Radiation Measurements**, v. 46, n. 11, p. 1262–1265, 2011.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J. M.; ALFONSO, F.; MACAYA, C. Occupational radiation doses in interventional cardiology: A 15-year follow-up. **British Journal of Radiology**, v. 79, n. 941, p. 383–388, 2006.

VANO, 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. 118, n. 3, p. 325–330, 2006.

VETTER, R. J. ICRP Publication 103, The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Health Physics**, v. 95, n. 4, p. 445–446, 2008.

VINAGRE, F. L. R.; CONDE, C. A. N. Method for effective dead time measurement in counting systems. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 462, n. 3, p. 555–560, 2001.

VÍVOLO, V.; PAULO, S. São Paulo. , 2000.

WHITBY, M.; MARTIN, C. J. A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists. **British Journal of Radiology**, v. 78, n. 927, p. 219–229, 2005.

WILLIAMS, J. R. Radiation exposure to medical staff in interventional radiology [2]. **British Journal of Radiology**, v. 71, n. DEC., p. 1333–1334, 1998.

WILSON-STEWART, K.; SHANAHAN, M.; FONTANAROSA, D.; DAVIDSON, R. Occupational radiation exposure to nursing staff during cardiovascular fluoroscopic procedures: A review of the literature. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 19, n. 6, p. 282–297, 2018.

APÊNDICE A - IMPLEMENTAÇÃO PARA MÉDIA E O DESVIO PADRÃO

% =====>>> UTFPR - doutorado - JCL Fonte\; De Camargo Lourenco et al. (2020)

```

clc
close all
format short
fprintf('>>>
          DADOS      PROCESSADOS      DO      LUDLUM
=====
\n\n')
%===== % HU SMTR =====
%X=xlsread('SVTRTDAccL2533PR21jul17as16h20HU2533','B7:B2533');
%SVTRTDAccPR21jul17as16h20HU2533
X=xlsread('DadosPR76','B7:B560');
%DadosPR76
%X=xlsread('DadosISODOSE','B7:B560');
%DadosISODOSE
%===== % HU SMTR =====
%X=xlsread('SMTR1H90L2005Dia27jul17','B7:B2005'); %SMTR(1-H90)
%X=xlsread('SMTR2H128L1613Dia27jul17','B7:B1613'); %SMTR(2-H128)
%X=xlsread('SMTR3H166L1615Dia27jul17','B7:B1615'); %SMTR(3-H166)
%X=xlsread('SMTR4PR166L349Dia27jul17','B7:B3490'); %SMTR(4-PR166)
%X=xlsread('SMTR5PR166L550Dia27jul17E2e3','B7:B550'); %SMTR(5-PR166)
%X=xlsread('SMTR6PR166L730Dia27jul17P1e2','B7:B730'); %SMTR(6-PR166)
%X=xlsread('SMTR7PR166L275Dia27jul17F1e2','B7:B275'); %SMTR(7-PR166)
%X=xlsread('SMTR8PR166L504Dia27jul17P1','B7:B504'); %SMTR(8-PR166)
% / DadosPR76
%X=xlsread('SMTRPR1L1500Dia28jul17Manual','C10:C1500'); %SMTR(PR4)
%X=xlsread('SMTRPR2L1339Dia28jul17ManualCORRENTE','B7:B1339'); %SMTR(PR5)
%X=xlsread('SMTRPR3L871Dia28jul17ManualmAs','B7:B871'); %SMTR(PR6)
%X=xlsread('SMTRPR4L539Dia28jul17auto10e15e20s','B7:B844'); %SMTR(PR1)
%X=xlsread('SMTRPR5L1217Dia28jul17autoF1eF210e15e20s','B7:B1217'); %SMTR(PR2)
%X=xlsread('SMTRPR6L220Dia28jul17Phantom2','B7:B220'); %SMTR(PR7)
%X=xlsread('SMTRPR7Dia28jul17Phantom2','B7:B215'); %SMTR(PR3)
%===== % HU SVTRTAcc - P90 =====
%X=xlsread('DADOS15nov16P90B5900','B7:B5900');
%===== HU SVTRTAcc - P109 =====
%X=xlsread('DADOS18nov16P109B10850','B7:B10850');
%===== HU SVTRTAcc - P128 [45] =====
% DADOS21nov16P128B1930 == SMTR(PR2)AutoF1eF2(10e15e20s)DadosPR76','B7:B500'
%X=xlsread('SMTR(PR3)Phantom2L215','B7:B215');
%X=xlsread('SMTR1PRAuto10e15e20sL844','B7:B844');
%X=xlsread('SMTR2PRAutoF1eF2L121710e15e20s','B7:B1217');
%X=xlsread('DADOS21nov16P128B1930','B7:B1930');
%X=xlsread('DADOSPR76Experiencia','B7:B551');
%===== HU SVTRTAcc - P128 =====

```



```

        fprintf('                %d                %8.2f                %8.2f\n',ExpNo,TxDoseMedia(ExpNo),Sigma(ExpNo),Coef_Variacao(ExpNo))
    end;
end
fprintf('=====
n')
for ExpNo = 1:m
    if Coef_Variacao(ExpNo) > 25
        fprintf('%8.2f ± %5.2f\n',TxDoseMedia(ExpNo),Sigma(ExpNo))
    else
        fprintf('%8.2f ± %5.2f\n',TxDoseMedia(ExpNo),Sigma(ExpNo))
    end;
end
%
%ExpNo = 1:m;
%A = [TxDoseMedia(ExpNo),Sigma(ExpNo)];%
%fileID = fopen('DOSE90media.txt','w');%%
%fileID = fopen('DOSE109media.txt','w');
%fileID = fopen('DOSE138media.txt','w');
%fileID = fopen('DOSE166media.txt','w');
%fprintf(fileID,' %12.2f\n',A);
%fclose(fileID);
% para EXCEL
fprintf('=====
n')
for ExpNo = 1:m
    if Coef_Variacao(ExpNo) > 25
        fprintf('%8.2f\n',TxDoseMedia(ExpNo))
    else
        fprintf('%8.2f\n',TxDoseMedia(ExpNo))
    end;
end
%
%                para                EXCEL
=====

ExpNo = 1:m;
A = [TxDoseMedia(ExpNo)];
%fileID = fopen('DOSE90media.txt','w');
%fileID = fopen('DOSE109media.txt','w');
fileID = fopen('DOSE128media45.txt','w');
%fileID = fopen('DOSE166media.txt','w');
fprintf(fileID,' %12.2f\n',A);
fclose(fileID);
fprintf('\n')
fprintf('=====>>>>> F I M <<<<<=====
n\n')
toc

```

APÊNDICE B - PSEUDO CÓDIGO DOS VALORES NUMÉRICOS

// Pseudocódigo para apresentar os valores numéricos // monitor de visualização

```

importarTxD(p,tx); // Importar dados das taxas de doses em relação às
distâncias do Excel
for h = 1 : 4 // h - Alturas do mapa de isodose
  for p = 1 : 5 // p - posição para medir a taxa de dose
    for tx = 1 : 5 // tx - taxa de dose em  $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ 
      Leitura TxD[p,tx] // TxD[p,tx] - Taxa de Dose(posição, taxa associada)
    end;
  end;
  leitura TxDPR; // TxDPR -Taxa de dose no Ponto de Referência
  for p = 1 : 5
    for tx = 1 : 5
      ft [p,tx,h] = FxD[p,tx] / TxDPR; // ft [p,tx,h] - fator de conversão,
    end;
  end;
end;
end;

```

// CÁLCULO DAS ESTIMATIVAS DAS DOSES EM TEMPO REAL

```

for h = 1 : 4 // h - Alturas do mapa de isodose
  i = j = 1;
  cont = 1; // cont – contagem do tempo
  EAcc = 0; // inicialização para tempo real (sistema
ligado)
  do
    leitura ( TxDTR[cont]); // TxDTR[cont] - leitura da taxa de dose em
tempo real
    txDTR[cont] = TxDTR[cont] / 3600 // conversão taxa de dose de  $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$  para
 $\mu\text{Sv}\cdot\text{s}^{-1}$ 
    Estim[i,j,h] = ft [i,j,h] * txDTR[cont] // Estim = Estimativa em tempo real
    EAcc [i,j,h] = EAcc [i,j,h] + Estim[i,j,h] // EAcc - Estimativa Dose Acumulada em
tempo real
    Imprima(EAcc[i,j,h]); // Chamada de função para associar valor
numérico com a cor
    i++; j++; cont++;
  while TxDTR[cont] != 0 // Verifica se o sistema de fluoroscopia
// está desligado

```

```

end.
// Função para imprimir o valor numérico
// correspondente às cores

ImprimaEAcc(a,b,c); // Associação das doses em tempo real
// com as cores do mapa

j = 0;
for i = 1 : 5
    j++;
    i = k;
    switch (k) // Chave de comparações das cores

        case: 1:
            ImprimaEAcc(" Vermelha ", EAcc[a,b,c], '\n');
            break;
        case: 2:
            ImprimaEAcc (" Laranja ",EAcc[a,b,c], '\n');
            break;
        case: 3:
            ImprimaEAcc (" Amarela ",EAcc[a,b,c] , '\n');
            break;
        case: 4:
            ImprimaEAcc ( " Verde ",EAcc[a,b,c] , '\n');
            break;
        case: 5:
            ImprimaEAcc (" Azul ",EAcc[a,b,c] , '\n');
            break;
    end
end.

```

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

APÊNDICE C - ESTIMATIVAS DAS DOSES EM TEMPO REAL

Figura 43 - Dados da altura de 90 cm (Gônadas)

	PR	FATOR	
	443	Isodose	FATOR
19	RED	2200	4,97
38	ORANGE	650	1,47
57	YELLOW	310	0,70
76	GREEN	170	0,38
152	BLUE	90	0,20

TxD!	Acc!	TxD	Acc								
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,06	0,00	0,29	0,00	0,09	0,00	0,04	0,00	0,02	0,00	0,02	0,00
0,06	0,00	0,29	0,00	0,09	0,00	0,04	0,00	0,02	0,00	0,02	0,00

0,16	3,05	0,81	15,16	0,24	4,48	0,11	2,13	0,06	1,17	0,06	0,62
70,78	3,05	351,48	15,16	103,85	4,48	49,53	2,13	27,16	1,17	27,16	0,62
2205,85	3,22	10954,95	15,98	3236,57	4,72	1543,60	2,25	846,49	1,23	846,49	0,65
1403,68	3,96	6970,88	19,64	2059,58	5,80	982,26	2,77	538,66	1,52	538,66	0,80
973,00	4,22	4832,06	20,95	1427,66	6,19	680,88	2,95	373,39	1,62	373,39	0,86
830,11	4,44	4122,46	22,04	1218,00	6,51	580,89	3,11	318,55	1,70	318,55	0,90
777,94	4,65	3863,36	23,09	1141,45	6,82	544,38	3,25	298,53	1,78	298,53	0,94
781,61	4,86	3881,58	24,14	1146,83	7,13	546,95	3,40	299,94	1,87	299,94	0,99
763,69	5,08	3792,61	25,22	1120,54	7,45	534,41	3,55	293,07	1,95	293,07	1,03
766,43	5,29	3806,21	26,26	1124,56	7,76	536,33	3,70	294,12	2,03	294,12	1,07
700,97	5,50	3481,11	27,32	1028,51	8,07	490,52	3,85	268,99	2,11	268,99	1,12
284,46	5,67	1412,67	28,14	417,38	8,31	199,06	3,96	109,16	2,17	109,16	1,15

0,26	104,69	1,27	519,91	0,38	153,61	0,18	73,26	0,10	40,17	0,10	21,27
0,32	104,69	1,58	519,91	0,47	153,61	0,22	73,26	0,12	40,17	0,12	21,27
2,07	104,69	10,30	519,91	3,04	153,61	1,45	73,26	0,80	40,17	0,80	21,27
1048,85	104,69	5208,75	519,91	1538,95	153,61	733,96	73,26	402,49	40,17	402,49	21,27
1333,86	105,00	6624,13	521,44	1957,13	154,06	933,40	73,48	511,86	40,29	511,86	21,33
1428,73	105,41	7095,28	523,46	2096,33	154,66	999,79	73,76	548,27	40,45	548,27	21,41
1453,68	105,81	7219,19	525,48	2132,94	155,26	1017,25	74,05	557,85	40,61	557,85	21,50
1457,53	106,22	7238,29	527,50	2138,59	155,85	1019,94	74,33	559,32	40,76	559,32	21,58
1456,84	106,63	7234,86	529,51	2137,57	156,45	1019,46	74,61	559,06	40,92	559,06	21,66
1458,33	107,03	7242,28	531,52	2139,76	157,04	1020,50	74,90	559,63	41,07	559,63	21,74
1460,51	107,44	7253,10	533,54	2142,96	157,64	1022,03	75,18	560,47	41,23	560,47	21,83
1441,47	107,84	7158,65	535,55	2115,03	158,23	1008,71	75,46	553,16	41,38	553,16	21,91
1187,30	108,24	5896,29	537,52	1742,09	158,81	830,84	75,74	455,62	41,54	455,62	21,99
509,92	108,53	2532,34	538,98	748,19	159,24	356,83	75,95	195,68	41,65	195,68	22,05
155,53	108,56	772,39	539,13	228,21	159,29	108,84	75,97	59,68	41,66	59,68	22,06
40,14	108,56	199,34	539,13	58,89	159,29	28,09	75,97	15,40	41,66	15,40	22,06
0,00	108,56	0,00	539,13	0,00	159,29	0,00	75,97	0,00	41,66	0,00	22,06

0,11	108,57	0,57	539,18	0,17	159,30	0,08	75,98	0,04	41,66	0,04	22,06
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

20 minutos

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Figura 44 - Dados da altura de 109cm (Mãos)

	PR	FATOR	
	443	Isodose	FATOR
19	RED	3500	7,90
38	ORANGE	1600	3,61
57	YELLOW	700	1,58
76	GREEN	300	0,68
152	BLUE	90	0,20

TxD!	Acc!	TxD	Acc								
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,06	0,00	0,47	0,00	0,21	0,00	0,09	0,00	0,04	0,00	0,04	0,00
0,06	0,00	0,46	0,00	0,21	0,00	0,09	0,00	0,04	0,00	0,04	0,00

0,17	3,05	1,36	24,09	0,62	11,01	0,27	4,82	0,12	2,06	0,12	0,62
0,17	3,05	1,34	24,09	0,61	11,01	0,27	4,82	0,11	2,06	0,11	0,62
0,17	3,05	1,31	24,10	0,60	11,02	0,26	4,82	0,11	2,07	0,11	0,62
0,16	3,05	1,29	24,10	0,59	11,02	0,26	4,82	0,11	2,07	0,11	0,62
70,78	3,05	559,19	24,10	255,63	11,02	111,84	4,82	47,93	2,07	47,93	0,62
2205,85	3,22	17427,69	25,42	7966,95	11,62	3485,54	5,08	1493,80	2,18	1493,80	0,65
1403,68	3,96	11090,04	31,25	5069,73	14,28	2218,01	6,25	950,57	2,68	950,57	0,80
973,00	4,22	7687,37	33,33	3514,23	15,24	1537,47	6,67	658,92	2,86	658,92	0,86
830,11	4,44	6558,45	35,06	2998,15	16,03	1311,69	7,01	562,15	3,01	562,15	0,90
777,94	4,65	6146,25	36,74	2809,72	16,79	1229,25	7,35	526,82	3,15	526,82	0,94
781,61	4,86	6175,24	38,41	2822,97	17,56	1235,05	7,68	529,31	3,29	529,31	0,99
763,69	5,08	6033,69	40,12	2758,26	18,34	1206,74	8,02	517,17	3,44	517,17	1,03
766,43	5,29	6055,33	41,78	2768,15	19,10	1211,07	8,36	519,03	3,58	519,03	1,07
700,97	5,50	5838,12	43,46	2531,71	19,87	1107,62	8,69	474,70	3,73	474,70	1,12
284,46	5,67	2247,43	44,77	1027,40	20,46	449,49	8,95	192,64	3,84	192,64	1,15
86,86	5,68	686,21	44,91	313,70	20,53	137,24	8,98	58,82	3,85	58,82	1,15
26,02	5,69	205,58	44,92	93,98	20,53	41,12	8,98	17,62	3,85	17,62	1,15
0,00	5,69	0,00	44,92	0,00	20,53	0,00	8,98	0,00	3,85	0,00	1,15
0,00	5,69	0,00	44,92	0,00	20,53	0,00	8,98	0,00	3,85	0,00	1,15

1364,56	101,13	10780,91	798,97	4928,42	365,24	2156,18	159,79	924,08	68,48	924,08	20,54
1423,83	101,53	11249,24	802,17	5142,51	366,71	2249,85	160,43	964,22	68,76	964,22	20,63
1446,04	101,93	11424,66	805,35	5222,70	368,16	2284,93	161,07	979,26	69,03	979,26	20,71
1451,43	102,34	11467,24	809,54	5242,17	369,62	2293,45	161,71	982,91	69,30	982,91	20,79
1454,83	102,74	11494,16	811,74	5254,47	371,08	2298,83	162,35	985,21	69,58	985,21	20,87
1453,92	103,15	11486,97	814,93	5251,19	372,54	2297,39	162,99	984,60	69,85	984,60	20,96
1450,71	103,55	11461,57	818,12	5239,57	374,00	2292,31	163,62	982,42	70,12	982,42	21,04
1450,35	103,95	11458,77	821,30	5238,30	375,45	2291,75	164,26	982,18	70,40	982,18	21,12
1306,77	104,36	10324,34	824,48	4719,70	376,91	2064,87	164,90	884,94	70,67	884,94	21,20
519,90	104,66	4107,59	826,88	1877,76	378,00	821,52	165,38	352,08	70,88	352,08	21,26
135,99	104,69	1074,42	827,11	491,16	378,11	214,88	165,42	92,09	70,90	92,09	21,27
47,38	104,69	374,35	827,12	171,13	378,11	74,87	165,42	32,09	70,90	32,09	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,00	104,69	0,00	827,12	0,00	378,11	0,00	165,42	0,00	70,90	0,00	21,27
0,11	108,57	0,90	857,78	0,41	392,13	0,18	171,56	0,08	73,52	0,08	22,06
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

20 minutos

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Figura 45 - Dados da altura de 128 cm (Tórax)

	PR	FATOR	
	443	Isodose	FATOR
19	RED	2200	4,97
38	ORANGE	1150	2,60
57	YELLOW	620	1,40
76	GREEN	400	0,90
152	BLUE	90	0,20

TxD!	Acc!	TxD	Acc								
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0	0	0,00	0,00
0,06	0,00	0,29	0,00	0,15	0,00	0,08	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00
0,06	0,00	0,29	0,00	0,15	0,00	0,08	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00
0,06	0,00	0,29	0,00	0,15	0,00	0,08	0,00	0,05	0,00	0,05	0,00

1030,19	96,74	5116,06	480,41	2674,30	251,12	1441,80	135,39	930,19	87,35	930,19	19,65
1321,39	97,04	6562,23	481,90	3430,26	251,90	1849,36	135,81	1193,13	87,62	1193,13	19,71
1412,44	97,44	7014,39	483,91	3666,61	252,95	1976,78	136,37	1275,34	87,98	1275,34	19,80
1442,19	97,84	7162,09	485,91	3743,82	254,00	2018,41	136,94	1302,20	88,35	1302,20	19,88
1449,75	98,25	7199,64	487,92	3763,45	255,05	2028,99	137,50	1309,02	88,71	1309,02	19,96
1455,31	98,65	7227,29	489,92	3777,90	256,09	2036,78	138,07	1314,05	89,08	1314,05	20,04
1448,32	99,06	7192,57	491,93	3759,75	257,15	2027,00	138,64	1307,74	89,44	1307,74	20,12
1452,32	99,46	7212,43	493,93	3770,14	258,19	2032,60	139,20	1311,35	89,80	1311,35	20,21
1453,83	99,86	7219,93	495,93	3774,06	259,24	2034,71	139,76	1312,72	90,17	1312,72	20,29
1446,11	100,27	7181,59	497,94	3754,01	260,29	2023,90	140,33	1305,74	90,53	1305,74	20,37
712,59	100,64	3538,83	499,78	1849,84	261,25	997,31	140,85	643,42	90,87	643,42	20,45
220,23	100,71	1093,71	500,15	571,71	261,44	308,23	140,95	198,86	90,94	198,86	20,46
66,36	100,71	329,56	500,15	172,27	261,44	92,88	140,95	59,92	90,94	59,92	20,46
19,94	100,71	99,03	500,15	51,77	261,44	27,91	140,95	18,01	90,94	18,01	20,46
0,00	100,71	0,00	500,15	0,00	261,44	0,00	140,95	0,00	90,94	0,00	20,46
0,00	100,71	0,00	500,15	0,00	261,44	0,00	140,95	0,00	90,94	0,00	20,46
0,00	100,71	0,00	500,15	0,00	261,44	0,00	140,95	0,00	90,94	0,00	20,46

0,15	108,57	0,73	539,18	0,38	281,84	0,21	151,95	0,13	98,03	0,13	22,06
0,15	108,57	0,73	539,18	0,38	281,84	0,21	151,95	0,13	98,03	0,13	22,06
0,15	108,57	0,72	539,18	0,38	281,84	0,20	151,95	0,13	98,03	0,13	22,06
0,14	108,57	0,71	539,18	0,37	281,84	0,20	151,95	0,13	98,03	0,13	22,06
0,14	108,57	0,69	539,18	0,36	281,84	0,19	151,95	0,13	98,03	0,13	22,06
0,14	108,57	0,68	539,18	0,35	281,84	0,19	151,95	0,12	98,03	0,12	22,06
0,13	108,57	0,67	539,18	0,35	281,84	0,19	151,95	0,12	98,03	0,12	22,06
0,13	108,57	0,66	539,18	0,34	281,84	0,18	151,95	0,12	98,03	0,12	22,06
0,13	108,57	0,64	539,18	0,33	281,84	0,18	151,95	0,12	98,03	0,12	22,06
0,13	108,57	0,64	539,18	0,33	281,84	0,18	151,95	0,12	98,03	0,12	22,06
0,13	108,57	0,63	539,18	0,33	281,84	0,18	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,13	108,57	0,62	539,18	0,32	281,84	0,17	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,12	108,57	0,61	539,18	0,32	281,84	0,17	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,12	108,57	0,60	539,18	0,31	281,84	0,17	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,12	108,57	0,60	539,18	0,31	281,84	0,17	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,12	108,57	0,59	539,18	0,31	281,84	0,17	151,95	0,11	98,03	0,11	22,06
0,11	108,57	0,57	539,18	0,30	281,84	0,16	151,95	0,10	98,03	0,10	22,06
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

20 minutos

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

Figura 46 - Dados da altura de 166 cm (Olhos)

	PR		FATOR	
	443	Isodose	FATOR	
	RED	900	2,03	
19	ORANGE	650	1,47	
38	YELLOW	450	1,02	
76	GREEN	320	0,72	
152	BLUE	90	0,20	

TxD!	Acc!	TxD	Acc								
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,06	0,00	0,12	0,00	0,09	0,00	0,06	0,00	0,04	0,00	0,04	0,00
0,06	0,00	0,12	0,00	0,09	0,00	0,06	0,00	0,04	0,00	0,04	0,00
0,06	0,00	0,12	0,00	0,08	0,00	0,06	0,00	0,04	0,00	0,04	0,00

0,17	3,05	0,34	6,20	0,24	4,48	0,17	3,10	0,12	2,20	0,12	0,62
0,16	3,05	0,33	6,20	0,24	4,48	0,17	3,10	0,12	2,20	0,12	0,62
70,78	3,05	143,79	6,20	103,85	4,48	71,90	3,10	51,13	2,20	51,13	0,62
2205,85	3,22	4481,41	6,54	3236,57	4,72	2240,70	3,27	1593,39	2,32	1593,39	0,65
1403,68	3,96	2851,72	8,03	2059,58	5,80	1425,86	4,02	1013,95	2,86	1013,95	0,80
973,00	4,22	1976,75	8,57	1427,66	6,19	988,38	4,29	702,85	3,05	702,85	0,86
830,11	4,44	1686,46	9,02	1218,00	6,51	843,23	4,51	599,63	3,21	599,63	0,90
777,94	4,65	1580,47	9,45	1141,45	6,82	790,23	4,72	561,94	3,36	561,94	0,94
781,61	4,86	1587,92	9,88	1146,83	7,13	793,96	4,94	564,59	3,51	564,59	0,99
763,69	5,08	1551,52	10,32	1120,54	7,45	775,76	5,16	551,65	3,67	551,65	1,03
766,43	5,29	1557,09	10,74	1124,56	7,76	778,54	5,37	553,63	3,82	553,63	1,07
700,97	5,50	1424,09	11,18	1028,51	8,07	712,04	5,59	506,34	3,97	506,34	1,12
284,46	5,67	577,91	11,51	417,38	8,31	288,95	5,76	205,48	4,09	205,48	1,15
86,86	5,68	176,45	11,55	127,44	8,34	88,23	5,77	62,74	4,11	62,74	1,15
26,02	5,69	52,86	11,55	38,18	8,34	26,43	5,77	18,80	4,11	18,80	1,15
0,00	5,69	0,00	11,55	0,00	8,34	0,00	5,77	0,00	4,11	0,00	1,15
0,00	5,69	0,00	11,55	0,00	8,34	0,00	5,77	0,00	4,11	0,00	1,15
0,00	5,69	0,00	11,55	0,00	8,34	0,00	5,77	0,00	4,11	0,00	1,15
0,00	5,69	0,00	11,55	0,00	8,34	0,00	5,77	0,00	4,11	0,00	1,15

0,46	96,74	0,34	196,53	0,68	141,94	0,47	98,26	0,33	69,88	0,33	19,65
0,46	96,74	0,33	196,53	0,67	141,94	0,47	98,26	0,33	69,88	0,33	19,65
0,46	96,74	0,33	196,53	0,67	141,94	0,46	98,26	0,33	69,88	0,33	19,65
0,45	96,74	0,32	196,53	0,66	141,94	0,46	98,27	0,33	69,88	0,33	19,65
1030,19	96,74	2092,93	196,53	1511,56	141,94	1046,46	98,27	744,15	69,88	744,15	19,65
1321,39	97,04	2684,55	197,14	1938,84	142,38	1342,27	98,57	954,51	70,10	954,51	19,71
1412,44	97,44	2869,52	197,96	2072,43	142,97	1434,76	98,98	1020,27	70,39	1020,27	19,80
1442,19	97,84	2929,95	198,78	2116,07	143,56	1464,97	99,39	1041,76	70,68	1041,76	19,88
1449,75	98,25	2945,31	199,60	2127,17	144,16	1472,65	99,80	1047,22	70,97	1047,22	19,96
1455,31	98,65	2956,62	200,42	2135,34	144,75	1478,31	100,21	1051,24	71,26	1051,24	20,04
1448,32	99,06	2942,42	201,24	2125,08	145,34	1471,21	100,62	1046,19	71,55	1046,19	20,12
1452,32	99,46	2950,54	202,06	2130,95	145,93	1475,27	101,03	1049,08	71,84	1049,08	20,21
1453,83	99,86	2953,61	202,88	2133,16	146,52	1478,80	101,44	1050,17	72,14	1050,17	20,29
1446,11	100,27	2937,92	203,70	2121,83	147,12	1468,96	101,85	1044,59	72,43	1044,59	20,37
712,59	100,64	1447,70	204,45	1045,56	147,66	723,85	102,23	514,74	72,69	514,74	20,45
220,23	100,71	447,43	204,61	323,14	147,77	223,71	102,30	159,09	72,75	159,09	20,46
66,36	100,71	134,82	204,61	97,37	147,77	67,41	102,30	47,94	72,75	47,94	20,46
19,94	100,71	40,51	204,61	29,26	147,77	20,26	102,30	14,40	72,75	14,40	20,46
0,00	100,71	0,00	204,61	0,00	147,77	0,00	102,30	0,00	72,75	0,00	20,46
0,00	100,71	0,00	204,61	0,00	147,77	0,00	102,30	0,00	72,75	0,00	20,46

0,11	108,57	0,23	220,57	0,17	159,30	0,12	110,29	0,08	78,43	0,08	22,06
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

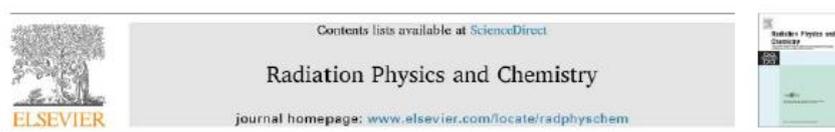
20 minutos

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA

APÊNDICE D - TRABALHOS PUBLICADOS

- 1) LOURENCO, Jose Carlos; PASCHUK, Sergei; SCHELIN, Hugo; DENYAK, Valeriy; SANTOS, Cesar. **Dose rates in real time for interventional fluoroscopy procedures.** In: X CONGRESO REGIONAL LATINOAMERICANO IRPA DE PROTECCION Y SEGURIDAD RADIOLOGICA, 12 al 17 Abril, 2015, Buenos Aires, Argentina.
- 2) J. LOURENÇO; S. PASCHUK; H. SCHELIN; C. SANTOS; V. DENYAK; I. EVSEEV. **Dose rates in real time for interventional fluoroscopy procedures.** In: XV LATIN AMERICAN SEMINARY OF ANALYSIS BY X-RAYS TECHNIQUES, September 18-21, 2016. Petrópolis, Rio de Janeiro.
- 3) JOSE LOURENCO; SERGEI PASCHUK; HUGO SCHELIN; VALERIY DENYAK. **Development of a system to estimate dose in real time.** In: International Symposium on Radation Physics, ISRP-14, October 7-11, 2018. Córdoba, Argentina
- 4) JOSE LOURENCO; SERGEI PASCHUK; HUGO SCHELIN; VALERIY DENYAK. **Estimating real time dose for eyes in interventional procedures.** In: VI CONFERENCE ON MEDICAL PHYSICS, JFMF-2018, November 4-7, 2018 Universidad de La Frontera, Campus, Pucon, Chile.
- 5) Jose Carlos de Camargo Lourenco, Sergei Anatolyevich, Paschuk, Hugo Reuters Schelin, Valeriy Denyak, Cesar Caggiano Santos. **Development of a system to estimate dose in real time.** Physics and Chemistry Radiation, 20 April 2019, 85556 <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.04017>

Publicação no journal Radiation Physics and Chemistry



Development of a system to estimate doses in real time

Jose Carlos de Camargo Lourenco^{a,c,*}, Sergei Anatolyevich Paschuk^a, Hugo Reuters Schelin^b, Valeriy Denyak^b, César Antonio Caggiano Santos^c

^a Federal University of Technology Paraná - UTFPR, Av. Sete de Setembro, 3165, Curitiba, PR, 80230-900, Brazil

^b Pólo PqCem Pesquisa Research Institute, Av. Silve Jardim, 1632, Curitiba, PR, 80250-080, Brazil

^c Londrina State University - UEL, Rod. Celso Garcia Cid, Pr 445 Km 380, University Campus, Londrina, PR, 86051-900, Brazil

* Corresponding author. Federal University of Technology Paraná - UTFPR, Av. Sete de Setembro, 3165, Curitiba, PR, 80230-900, Brazil.
E-mail address: jclourenco@gmail.com (J.C. de Camargo Lourenco).

<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.04.017>

Received 16 December 2018; Received in revised form 9 April 2019; Accepted 10 April 2019

Available online 20 April 2019

0969-806X/ © 2019 Published by Elsevier Ltd.

Please cite this article as: Jose Carlos de Camargo Lourenco, et al., Radiation Physics and Chemistry, <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.04.017>

- 6) J.C. Lourenco; S.A. Paschuk and H.R. Schelin. **Method to estimate doses in real time for the lens of the eyes.** XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2020) de 26 ~ 30 Out. 2020, Vitória, Espírito Santo
- 7) JOSE LOURENCO; SERGEI PASCHUK; HUGO SCHELIN. **Estimating real-time measurement doses for eyes in interventionist procedures.** In: IRPA15, 15th International Congress of the International Radiation Protection Association 11~15 Jan, 2021, COEX, Seoul, Korea...+
- 8) J.C. Lourenco; S.A. Paschuk and H.R. Schelin. **Method to estimate doses in real time for the lens of the eyes.** IFMBE Proceedings, Vol. 83, TeodianoFreire Bastos-Filho et al. (Eds): XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering, 978-3-030-70600-5, 509957_1_En, (Chapter 146), 2021, Springer Nature