

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANA LUIZA OLIVEIRA CAIXETA

Avaliação dosimétrica em Unidades de Terapia Intensiva Neonatais com a inserção de
blindagem entre as incubadoras utilizando o Método Monte Carlo

UBERLÂNDIA- MG

2024

ANA LUIZA OLIVEIRA CAIXETA

Avaliação dosimétrica em Unidades de Terapia Intensiva Neonatais com a inserção de blindagem entre as incubadoras utilizando o Método Monte Carlo

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Uberlândia- MG

2024

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C138 2024	<p>Caixeta, Ana Luiza Oliveira, 1994- Avaliação dosimétrica em Unidades de Terapia Intensiva Neonatais com a inserção de blindagem entre as incubadoras utilizando o Método Monte Carlo [recurso eletrônico] / Ana Luiza Oliveira Caixeta. - 2024.</p> <p>Orientadora: Ana Paula Perini . Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.478 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. , Ana Paula Perini,1981-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppegb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 108, PPGEB				
Data:	dezoito de julho de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	15:48
Matrícula do Discente:	12222EBI007				
Nome do Discente:	Ana Luiza Oliveira Caixeta				
Título do Trabalho:	Avaliação dosimétrica em Unidades de Terapia Intensiva Neonatais com a inserção de blindagem entre as incubadoras utilizando o Método Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação numérica das doses ocupacionais em radiodiagnóstico usando redes neurais convolucionais				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Selma Terezinha Milagre - UFU; Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN/CNEN-SP; Ana Paula Perini - PPGEB/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu à Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente

ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/07/2024, às 15:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Selma Terezinha Milagre, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/07/2024, às 15:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 18/07/2024, às 15:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5537968** e o código CRC **EEE26684**.

Referência: Processo nº 23117.045425/2024-11

SEI nº 5537968

Dedico este trabalho aos meus pais,
Tadeu e Iris, pela dedicação e esforço para que
eu chegasse até aqui.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a Deus, por sua graça, seu amor, cuidado e por me amparar em todos aqueles momentos em que minha fé estava abalada. Obrigada por sua infinita misericórdia.

Agradeço aos meus pais, Tadeu e Iris, por terem abdicado de tantos sonhos e vontades para que eu conseguisse chegar até aqui, por serem meu porto seguro e por acreditarem que eu conseguiria. Espero um dia retribuir pelo menos um pouco. Amo muito vocês.

Agradeço ao meu irmão Arthur e minha cunhada Paola, por sempre me apoiarem e incentivarem. Um agradecimento especial para o meu pequeno grande amor, meu sobrinho/afilhado Matheus, sou mais feliz desde que você nasceu.

Agradeço as minhas amigas Cássia, Evelyn, Tainara, Thays por tornarem a caminhada do mestrado um pouco mais leve. Obrigada por terem sido companhia para caminhar, viajar, correr, dar boas risadas e comer boas comidas. Agradeço também minhas amigas desde a graduação, Alaine e Maria que mesmo de longe sempre estão apoiando e torcendo. Um agradecimento especial para a Monique e Samara, por terem me auxiliado com as simulações, por serem meu apoio em tudo e pela generosidade em compartilhar conhecimento.

Agradeço à minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, pela paciência, pelo carinho, pela dedicação, amizade, pela tranquilidade nos momentos difíceis, por ser uma inspiração profissional e pessoal e, por ter compartilhado seu conhecimento.

Agradeço ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves por todo auxílio com o código MCNP 6.2. Obrigada pelo apoio e incentivo para realização deste trabalho e pela amizade.

Agradeço ao Prof. Dr. Walmir Belinato por todo auxílio com o software *SpekCalc*.

Agradeço ao Prof. Dr. Richard Kramer, da Universidade Federal de Pernambuco, por fornecer os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho.

Agradeço a Universidade Federal de Uberlândia e Programa de Pós-Graduação pela oportunidade de estudar e aprender cada dia mais. E todos os professores que compartilharam seus conhecimentos e experiências.

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), e pelas agências de fomento:

- O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001
- Bolsa de Mestrado (Nº. 88887.713182/2022-00).
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq):

- Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini);
- Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves);
- Programa MAI DAI 403556/2020-1, juntamente à M.R.A. - Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA;
- Projeto UNIVERSAL CNPq 407493/2021-2;
- Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.
- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG:
 - APQ-04215-22;
 - APQ-01254-23;
 - APQ-04348-23.

*“É justo que muito custe o que muito
vale” – Santa Teresa D’avilla*

RESUMO

Durante a hospitalização na Unidade de Terapia Intensiva Neonatal (UTIN), os neonatos são submetidos a exames de imagem para diagnosticar ou acompanhar o progresso no tratamento de doenças. O número de exposições pode variar bastante conforme a gravidade da condição e a duração da internação. A frequência dos exames de imagem durante a internação tornou-se uma preocupação frequente na área hospitalar, pois os pacientes mais jovens são mais sensíveis à radiação ionizante do que pacientes adultos, devido à maior atividade mitótica. Este estudo teve como objetivo quantificar e analisar as doses de radiação em neonatos expostos ao feixe de radiação, durante exames de tórax com equipamentos de raios X móveis na UTIN. Além disso, buscou-se avaliar as doses recebidas pelos recém-nascidos em incubadoras vizinhas aos neonatos examinados, levando em consideração a inserção de blindagens de diferentes materiais e espessuras entre as incubadoras. O estudo foi realizado computacionalmente, utilizando o código *Monte Carlo N-Particle Transport* (MCNP), versão 6.2, e objetos simuladores antropomórficos virtuais que representavam os neonatos analisados. Observou-se a maior redução nos valores das doses do neonato vizinho, quando foi utilizada a blindagem com espessura maior, especificamente de 0,5 mm. Entre os materiais avaliados como blindagem, observou-se uma redução das doses efetivas para o neonato vizinho de aproximadamente 99,6% para o chumbo, 99,5% para o bismuto e 98,9% para a combinação de bismuto e bário. Esses resultados demonstram que o uso de blindagem entre as incubadoras na UTIN pode reduzir significativamente as doses de radiação às quais o neonato vizinho está exposto, evitando exposições desnecessárias à radiação ionizante.

Palavras-chave: Unidade de Terapia Intensiva Neonatal; Neonato; Monte Carlo; Blindagem; Dosimetria

ABSTRACT

During hospitalization in the Neonatal Intensive Care Unit (NICU), neonates undergo imaging exams to diagnose or monitor the progress of diseases. The number of exposures can vary considerably based on the severity of the patient's condition and the duration of their hospital stay. The frequency of imaging exams during hospitalization has become a frequent concern in the hospital setting, as younger patients are more sensitive to ionizing radiation than adult patients due to higher mitotic activity. This study aimed to quantify and analyze the radiation doses in neonates exposed to the radiation beam during chest exams with mobile X-ray equipment in the NICU. Additionally, the study sought to evaluate the doses received by newborns in incubators adjacent to the examined neonates, considering the insertion of shields of different materials and thicknesses between the incubators. The study was conducted computationally using the Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP) code, version 6.2, and virtual anthropomorphic phantoms representing the analyzed neonates. The highest reduction in doses to the neighboring neonate was observed when a thicker shield, specifically 0.5 mm, was used. Among the materials evaluated as shielding, an effective dose reduction for the neighboring neonate was approximately 99.6% for lead, 99.5% for bismuth, and 98.9% for a combination of bismuth and barium. These results demonstrated that the use of shielding between incubators in the NICU can significantly reduce the radiation doses to which the neighboring neonate is exposed, thereby avoiding unnecessary exposure to ionizing radiation.

Keywords: Neonatal Intensive Care Unit; Neonate; Monte Carlo; Shielding; Dosimetry

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1: Vista superior da sala de UTIN, modelada no MCNP, mostrando: 1) Porta de entrada; 2) Parede; 3) Incubadora vizinha; 4) Barreira de blindagem; 5) Incubadora do neonato examinado e 6) Aparelho de raios X móvel.....37
- Figura 2: Sala de UTIN modelada com MCNP, mostrando a distância entre as incubadoras, mostrando: 1) Incubadora vizinha; 2) Incubadora do neonato examinado e 3) Tubo de raios X.....39
- Figura 3: Vista lateral do aparelho de raios X móvel modelado no MCNP, mostrando: 1) Gerador de energia; 2) Braço 1 do raios X móvel; 3) Braço 2 do raios X móvel e 4) Tubo de raios X.....40
- Figura 4: Objeto Simulador Virtual utilizado neste trabalho para representar neonatos.....42
- Figura 5: Vista superior da sala de UTIN com o objeto simulador antropomórfico virtual, mostrando: 1) Equipamento de raios X móvel; 2) Objeto simulador antropomórfico virtual (Examinado); 3) Blindagem e 4) Incubadora vizinha.....43
- Figura 6: Doses Efetivas para o neonatal vizinho, de acordo com as espessuras e materiais diferentes de blindagem colocados entre as incubadoras, durante um exame de raios X de tórax do paciente examinado, usando uma tensão de 60 kV e tamanho de campo de 20 x 27 cm².....48
- Figura 7: Doses Equivalentes para o neonatal examinado durante um exame de raios X de tórax usando tensões de 55 kV e 60 kV.....49
- Figura 8: Doses Equivalentes para o neonatal vizinho sem o uso de blindagem, durante um exame de raios X de tórax do paciente examinado, usando tensões de 55 kV e 60 kV.....51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de ponderação de órgãos e tecidos, de acordo com a ICRP 103 [ICRP-103, 2007].....	33
Tabela 2: Materiais de blindagem e suas composições percentuais.....	41
Tabela 3: Doses Efetivas dos neonatos, examinado e vizinho, sem barreiras de blindagens durante um exame de tórax em uma UTIN.....	45
Tabela 4: Doses Efetivas encontradas na literatura para o neonato durante o exame de raios X móvel na UTIN.....	46
Tabela 5: Valores de dose absorvida, para o neonato examinado encontrada no trabalho de Kim <i>et al</i> (2022).....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CC	Coeficiente de Conversão
EPI	Equipamento de Proteção Individual
Gy	<i>Gray</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PKA	Produto kerma-área
Sv	<i>Sievert</i>
UTIN	Unidade de Terapia Intensiva Neonatal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	OBJETIVOS.....	22
2.1	OBJETIVO GERAL	22
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	22
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	23
3.1	RECÉM-NASCIDO	23
3.2	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	26
3.2.1	<i>Espalhamento Rayleigh</i>	26
3.2.2	<i>Efeito Fotoelétrico</i>	26
3.2.3	<i>Efeito Compton</i>	27
3.3	EFEITOS BIOLÓGICOS	27
3.4	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	28
3.4.1	<i>Justificação</i>	28
3.4.2	<i>Otimização</i>	29
3.4.3	<i>Limitação da Dose</i>	29
3.5	MEIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	30
3.6	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	31
3.6.1	<i>Dose Absorvida</i>	31
3.6.2	<i>Dose equivalente</i>	31
3.6.3	<i>Dose efetiva</i>	32
3.6.4	<i>Produto Kerma Área</i>	33
3.7	MÉTODO MONTE CARLO	33
3.8	OBJETOS ANTROPOMÓRFICOS VIRTUAIS	34
4	MATERIAIS E MÉTODOS	36
4.1	CARACTERÍSTICAS GERAIS	36
4.2	CENÁRIO SIMULADO.....	36
4.3	BLINDAGENS	40
4.4	OBJETOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS VIRTUAIS	41
4.5	CÁLCULOS DAS DOSES EQUIVALENTES E EFETIVAS	43
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	45
5.1	DOSES EFETIVAS NOS NEONATOS	45
5.2	DOSES EQUIVALENTES NOS NEONATOS	49
5	CONCLUSÃO	53

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
--	-----------

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta feita por Wilhelm Röntgen, os raios X, quando utilizados de forma segura, proporcionam vários benefícios para a sociedade, especialmente no que se refere à terapia e ao diagnóstico (Röntgen, 1896; Okuno e Yoshimura, 2010). As imagens médicas obtidas com o uso de raios X são produzidas pela interação da radiação com a matéria, permitindo a visualização do interior do corpo e auxiliando no diagnóstico preciso do paciente exposto (Attix, 1986). Na medicina, os raios X são empregados para o diagnóstico de pacientes de diferentes faixas etárias, sempre que necessário e justificável (CNEN NN-3.01, 2024). Para obtenção das imagens de raios X, são utilizados equipamentos emissores de raios X, que podem ser fixos ou móveis. Os equipamentos móveis são indicados quando o paciente está impossibilitado ou proibido de se mover dentro de um hospital ou clínica, como é o caso de pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva Neonatal (UTIN) (Santos e Maia, 2010).

Segundo a Portaria Nº 930 do Ministério da Saúde, a UTIN oferece serviços dentro do hospital destinados a tratar recém-nascidos graves ou em risco de morte, sendo os recém-nascidos crianças com idade entre zero a vinte e oito dias de vida (Ministério da Saúde, 2012). Os bebês, nascidos antes de completar 37 semanas de idade gestacional, são considerados prematuros (Mendes *et al.*, 2024). A prematuridade foi um dos fatores apontados por Mendes *et al.* (2024) que acarretaram um maior período de internação, indicando que quanto mais prematuro for o recém-nascido, maior poderá ser o tempo de internação. Outro fator que aumenta o tempo de internação é o peso do neonato. Segundo o trabalho realizado por Araújo *et al.* (2005), o tempo de internação variou de oito a setenta dias, sendo que o maior tempo foi observado em neonatos com peso inferior a 1 kg, enquanto os neonatos com peso superior a 2,5 kg tiveram menor tempo de internação.

Durante a hospitalização na UTIN, os neonatos são submetidos a exames de imagem para diagnosticar ou acompanhar o progresso no tratamento de uma doença (Toscan *et al.*, 2024). O número de exposições pode variar bastante, conforme a gravidade da condição e a duração da internação (Arizaga-Ballesteros *et al.*, 2021). A frequência dos exames de imagem durante a internação tornou-se uma preocupação frequente entre os profissionais da área neonatal, como demonstrado em alguns estudos (Dinhofer, 2013; Edison *et al.*, 2017). Isso se

deve ao fato de que os pacientes mais jovens são mais sensíveis à radiação ionizante que os adultos, devido à maior atividade mitótica (Tauhata *et al.*, 2013; Edison *et al.*, 2017), tendo assim, um maior risco de desenvolvimento de câncer radioinduzido (Shbeer, 2024). É válido ressaltar que esses pacientes podem sofrer muitas outras exposições a radiações ionizantes ao longo da vida, tornando necessário minimizar a dose sempre que possível.

Existem alguns fatores que podem ajudar a reduzir as doses de radiação, especialmente no caso de bebês. Por exemplo, trabalhar com parâmetros radiográficos otimizados e específicos para a região a ser examinada, como a tensão aplicada ao tubo (kV), o produto corrente-tempo (mAs) e o tamanho de campo (Alzimami, *et al.*, 2014). Um desses fatores pode ser observado no trabalho de Silva (2021), em que se utilizou simulação computacional e objetos antropomórficos virtuais para analisar as doses equivalentes e efetivas em recém-nascidos hospitalizados em uma UTIN. Ao selecionar a mesma tensão de 45 kV e diferentes tamanhos de campo, $18 \times 24 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$, notou-se uma redução na dose efetiva de aproximadamente 38%, demonstrando que trabalhar com campos de radiação colimados reduz a exposição à radiação (Silva, 2021).

Uma vez que as doses provenientes das radiações ionizantes podem causar efeitos biológicos maléficos imediatos e tardios (Tauhata *et al.*, 2013), é de extrema importância respeitar e implementar os princípios de proteção radiológica, que incluem a justificação da prática, a otimização da proteção e a limitação da dose (CNEN NN-3.01, 2024). Existem, também meios de proteção radiológica, como tempo, distância e blindagem. A blindagem torna-se necessária para conseguir uma redução significativa da exposição e, evitar que a radiação espalhada cause exposições desnecessárias aos trabalhadores envolvidos na aquisição das imagens e, a outros pacientes que estejam na mesma área. Dessa forma, é possível manter as doses efetivas e equivalentes em níveis baixos (Bevelaqua, 2010).

Na literatura é possível encontrar alguns estudos dosimétricos que fazem uso de simulações computacionais para analisar as doses médicas e ocupacionais envolvidas em diferentes tipos de exames, como tomografia computadorizada, radiografias odontológicas, radiologia intervencionista, entre outros (Silva *et al.*, 2024; Neves *et al.*, 2020; Souza *et al.*, 2021). Um método frequentemente utilizado é o Método Monte Carlo, que permite simular o transporte das radiações ionizantes com alta precisão (Yoriyaz, 2009; Cerqueira *et al.*, 2010). Nessas simulações computacionais, é possível inserir objetos simuladores antropomórficos

virtuais que representam os pacientes com precisão em termos de tamanho, peso e características anatômicas específicas (Cassola *et al.*, 2013).

A problemática da exposição à radiação ionizante em UTIN não envolve somente o paciente que está sendo submetido ao exame de imagem, mas também os outros pacientes que estão na vizinhança e, também todos os profissionais envolvidos durante a realização do exame. Isso é crucial, pois neonatos adjacentes à incubadora do neonato examinado, também podem ser expostos à radiação durante exames de imagem realizados durante sua internação na UTIN.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Este trabalho teve como objetivo avaliar computacionalmente as doses equivalentes e efetivas recebidas por neonatos durante exames de raios X de tórax, utilizando equipamentos de raios X móveis na UTIN, bem como aquelas recebidas pelos neonatos nas incubadoras vizinhas.

2.2 Objetivos Específicos

- i) Buscar na literatura informações de exames de raios X em UTIN;
- ii) Buscar na literatura especificações das incubadoras e do equipamento de raios X móvel utilizados em UTIN;
- iii) Fazer os cenários computacionais utilizando o código MCNP6.2 e os objetos simuladores antropomórficos virtuais;
- iv) Avaliar as doses equivalentes e efetivas que os neonatos (examinado e vizinho) foram expostos durante a aquisição da imagem de tórax utilizando raios X móvel;
- v) Avaliar a influência do uso de diferentes tensões do tubo de raios X nos valores de dose nos neonatos;
- vi) Avaliar a influência da inserção de blindagem entre as incubadoras nos valores de dose nos neonatos;
- vii) Avaliar a melhor espessura e material de blindagem para minimizar a dose de radiação no neonatal que está adjacente à incubadora do neonato examinado.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Recém-nascido

Estudos indicam que os três primeiros dias de vida de um neonato exigem grande atenção e cuidado, uma vez que uma porcentagem significativa das mortes neonatais ocorre durante esse período (Sankar *et al.*, 2016; Borges *et al.*, 2023). Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), o termo "premature" é utilizado para descrever uma criança nascida antes de completar trinta e sete semanas de gestação (WHO, 2012), sendo que em uma gestação sem complicações, esse tempo pode ser de até quarenta e duas semanas. De acordo, com a Sociedade Brasileira de Pediatria (SBP, 2017), o termo prematuro, pode ser classificado de acordo com a idade gestacional, como:

- Pré-termo: tempo menor que 37 semanas;
- Pré-Termo Tardio: tempo entre 34 a 36 semanas e 6 dias;
- Pré-Termo Moderado: tempo entre 32 a 33 semanas e 6 dias;
- Muito Pré-termo: tempo entre 28 a 31 semanas e 6 dias;
- Pré-termo extremo: tempo menor que 28 semanas.

Embora, a prematuridade não seja a única causa para que um neonato nasça com baixo peso, é uma das principais razões. A combinação de prematuridade e baixo peso ao nascer é motivo de preocupação, devido ao aumento da taxa de mortalidade e aos problemas adicionais que ele pode enfrentar ao longo da vida (Pusdekar *et al.*, 2020). Uma vez que os neonatos prematuros não têm tempo suficiente de se desenvolverem no útero materno, eles podem sofrer de muitas complicações, como problemas respiratórios, gastrointestinais, entre outros. Assim, os neonatos necessitam de cuidados centrados em suas necessidades e de monitoramento frequente. Por isso, é recomendado que permaneçam na UTIN até sua melhora ou estabilização. As principais causas da internação em UTIN são prematuridade, síndrome do desconforto respiratório, problemas gastrointestinais, infecções, crescimento fetal retardado, pneumonia congênita, entre outros problemas (Ministério da Saúde, 2006). O tempo de internação pode

variar significativamente dependendo da doença apresentada. No estudo de Toscan *et al.* (2024), foi relatada uma mediana de 25,5 dias de internação.

A estrutura de uma UTIN é adequada para acolher e cuidar dos neonatos, pois possui equipamentos essenciais para a sobrevivência deles, como incubadoras que são fundamentais para proporcionar as condições ambientais ideais necessárias naquele momento (Alzimami *et al.*, 2014). É possível realizar exames de imagem dentro da UTIN para pacientes que não podem ser deslocados para salas específicas para esses procedimentos, graças aos equipamentos de raios X móveis (Santos e Maia, 2010). Segundo Toscan *et al.* (2024) as principais indicações para que os pacientes sejam submetidos a radiografias à beira do leito incluem monitoramento de cateteres e controle clínico de condições específicas.

Em uma UTIN o número de exposições aos raios X pode variar bastante a depender da situação de saúde (Frayre, *et al.*, 2012). No estudo de Edison *et al.* (2017), foi observado que neonatos com menor tempo de gestação, o que implica em menor peso ao nascer, são submetidos a um maior número de exposições a radiografias. Por exemplo, neonatos com peso inferior a 750 gramas foram expostos, em média, a 30 radiografias durante um período de seis semanas de vida (Edison *et al.*, 2017). As principais regiões anatômicas avaliadas com raios X dentro da UTIN são o tórax, seguido pela região abdominal, e em alguns casos, a combinação das duas primeiras regiões (Dabin *et al.*, 2014; Elshami *et al.*, 2022; Toscan *et al.*, 2024).

Pelo fato de os neonatos serem submetidos a muitas exposições ainda muito jovens, a criação de projetos para o estudo e a otimização das doses para esses pacientes tem sido observada. Dinhofer (2013) desenvolveu um projeto que teve como objetivo a redução dos riscos da radiação em neonatos na UTIN. Para isso, foi implementado um protocolo em que neonatologistas fazem pedidos por escrito de forma clara, especificando apenas a região a ser examinada, visando evitar exposições desnecessárias. Além disso, os campos de radiação são cuidadosamente colimados, com limites bem definidos. Foi adotado, também, o uso de blindagens gonadais para pacientes do gênero masculino durante exposições a radiografias abdominais, como medida de proteção adicional. Os pontos citados foram colocados em prática, fazendo com que houvesse uma redução nas exposições dos pacientes neonatos internados. Essas iniciativas, serviram de modelo para outros hospitais (Dinhofer, 2013).

Quando se trata de neonatos que estão em incubadoras adjacentes ao neonato examinado com raios X, há alguns estudos que afirmam que as doses são consideradas seguras, ou seja,

dentro dos limites permitidos pela legislação vigente (Fernández *et al.*, 2015). Há também um estudo em que a análise foi realizada com diferentes tamanhos de campo de radiação. Os resultados mostraram que a dose efetiva no paciente vizinho foi de $5,09E-03 \mu\text{Sv}$ em um campo de radiação de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e uma tensão de 70 kV (Silva, 2021). Estes estudos demonstraram que os neonatos em incubadoras adjacentes recebem doses abaixo dos limites estabelecidos por normas. Importante salientar que para efeitos estocásticos, como o câncer radioinduzido, não há um limiar de dose para se manifestar (Tauhata *et al.*, 2013).

Uma das formas de proteger os neonatos, que estão em incubadoras adjacentes, contra a radiação espalhada é manter uma distância segura entre as incubadoras. Olgar *et al.* (2008) sugerem que uma distância considerável é em torno de dois metros, mas uma distância maior aumentaria ainda mais a segurança. No entanto, nem sempre é possível garantir essa distância, devido ao número de pacientes que precisam de atendimento e às limitações de espaço físico. Portanto, a utilização de barreiras de blindagem móveis, entre as incubadoras, pode ser uma solução eficaz para hospitais no que diz respeito à proteção radiológica dos neonatos em incubadoras vizinhas. Essas medidas também visam proteger os profissionais que trabalham na UTIN durante a realização de suas atividades laborais.

A radiografia não é o único exame para avaliar problemas respiratórios em neonatos. Estudos têm demonstrado que o uso de ultrassonografia pulmonar, em vez de métodos que envolvem radiação ionizante, para diagnosticar condições como aspiração de mecônio, taquipneia transitória e outras doenças respiratórias, tem reduzido significativamente a exposição dos neonatos à radiação ionizante. Por exemplo, Escourrou e Luca (2016) relataram em seu estudo, que o número médio de radiografias de tórax reduziu de 4,9 para 2,6, desde a introdução da ultrassonografia pulmonar como método de diagnóstico, o que ocasionou uma redução na dose média de radiação de $(183 \pm 78) \mu\text{Gy}$ para $(68 \pm 30) \mu\text{Gy}$ por bebê. A implementação da ultrassonografia pulmonar não só traria benefícios para o neonato em termos de redução da exposição à radiação, mas também para o neonato vizinho. No entanto, essa técnica ainda não está amplamente disponível em muitos hospitais ao redor do mundo. Enquanto se aguarda a sua adoção generalizada, é crucial trabalhar com a otimização dos parâmetros radiográficos, como ajustar a tensão aplicada ao tubo de raios X, o produto corrente-tempo e o tamanho de campo à região examinada. Outro ponto importante na otimização dos valores de doses nos neonatos é evitar a repetição desnecessária de exames, além de utilizar

Equipamentos de Proteção Individual (EPI) nas áreas mais radiosensíveis. Adicionalmente, considerar a implementação de barreiras de blindagem entre as incubadoras pode ser uma medida eficaz para proteger tanto os neonatos quanto os profissionais que trabalham na UTIN.

3.2 Interação da Radiação com a Matéria

A radiação pode ser classificada quanto à sua capacidade ou incapacidade de ionizar o meio, ou seja, sua capacidade de retirar elétrons de um átomo. Dessa forma, a radiação é classificada como ionizante ou não ionizante. Pode-se ainda classificar as radiações ionizantes em diretamente ou indiretamente ionizantes. As partículas carregadas, como elétrons, pósitrons, prótons e partículas alfa, são diretamente ionizantes. Em contraste, as partículas não carregadas, como os raios gama e os raios X, são indiretamente ionizantes (Bushberg *et al.*, 2002). Os raios X que são de interesse deste estudo, podem interagir com a matéria causando espalhamento ou absorção. Essas interações são conhecidas como: Espalhamento *Rayleigh*, Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de pares. As probabilidades de interação podem variar com a energia (E) e com o número atômico do meio (Z).

Neste trabalho serão definidas as interações na faixa de energia empregada no radiodiagnóstico.

3.2.1 Espalhamento Rayleigh

Este efeito é predominante para energias baixas de até 10 keV e para materiais de alto número atômico. Trata-se de uma interação entre o átomo como um todo e um fóton incidente, em que o resultado dessa interação causará somente excitação e o fóton será espalhado em uma direção diferente (Okuno e Yoshimura, 2010).

3.2.2 Efeito Fotoelétrico

Diferentemente do Efeito Rayleigh, no efeito fotoelétrico ocorre a transferência total de energia do fóton incidente para um elétron fortemente ligado, pertencente às camadas mais internas do átomo. Esse elétron é ejetado, provocando uma instabilidade no átomo (Khan e

Gibbons, 2014). Como a ejeção desse elétron causa uma vacância a ser preenchida, os elétrons das camadas mais externas vão se deslocar para integrarem a nova camada, tendo como resultado desses saltos a emissão da radiação. O efeito fotoelétrico é considerado altamente dependente da energia e do número atômico. Ele é predominante para energia baixa e para materiais de alto número atômico (Z). A seção de choque para esse efeito varia com Z^4 e Z^5 , e devido a esse fato, os materiais utilizados para blindagem da radiação X são aqueles que possuem alto número atômico (Okuno e Yoshimura, 2010). Além disso, o efeito fotoelétrico é de extrema importância na formação de imagens em radiodiagnóstico (Podgorsak, 2006).

3.2.3 Efeito Compton

O espalhamento Compton ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron fracamente ligado ou livre, transferindo parte de sua energia ao elétron, que é ejetado (Bushberg *et al.*, 2002). Como consequência, o fóton perde energia e é desviado, aumentando seu comprimento de onda. Esse processo é relevante na interação de raios-X e gama com a matéria. A energia restante do fóton é então absorvida pelo fóton espalhado (Bushberg *et al.*, 2002). Esse efeito independe do número atômico do material e é responsável pela degradação nas imagens médicas e pela radiação espalhada.

3.3 Efeitos Biológicos

Compreendendo o impacto da interação da radiação com o material biológico, é importante destacar que o uso de radiações ionizantes pode ocasionar danos celulares. Esses danos celulares podem ocorrer de duas maneiras principais: diretamente, onde a radiação age diretamente sobre a molécula de Ácido Desoxirribonucleico (DNA); ou indiretamente, por meio do dano às moléculas de água, causando radiólise que também danifica o DNA (Hall e Giaccia, 2012). Os efeitos biológicos acarretados por radiações ionizantes podem ser classificados em função da dose e forma de resposta, em função do nível de dano e conforme o tempo de manifestação (Vano *et al.*, 2013; Tauhata *et al.*, 2013).

Em função da dose e a forma de resposta, tem-se os efeitos determinísticos ou teciduais e efeitos estocásticos. Os efeitos teciduais são devidos a doses que atingiram um limiar, em que

o aumento da dose aumenta também a gravidade do efeito. Exemplos de efeitos teciduais incluem eritema, descamação seca e úmida, formação de bolhas e, em casos extremos, necrose (Hall e Giaccia, 2012). Ao contrário dos efeitos determinísticos, os efeitos estocásticos não possuem um limiar para sua ocorrência; no entanto, a probabilidade de ocorrência aumenta à medida que a dose aumenta. Um exemplo de efeito estocástico é o câncer (Hall e Giaccia, 2012).

De acordo com o nível de dano, tem-se o efeito somático que se refere a danos no próprio indivíduo que sofreu a exposição à radiação. Já nos efeitos hereditários ou genéticos, os danos tendem a surgir nos descendentes da pessoa que foi irradiada, que são advindos de um dano causado nos órgãos reprodutores (Tauhata *et al.*, 2013).

E, por fim, conforme o tempo de manifestação, os efeitos podem ser classificados como imediatos e tardios. Como o próprio nome sugere, os efeitos imediatos surgem pouco tempo após a exposição à radiação. Ao contrário dos efeitos imediatos, existem os efeitos que podem levar anos para se manifestarem, como, por exemplo, o câncer, que pode surgir anos após a exposição à radiação ionizante (Tauhata *et al.*, 2013).

3.4 Proteção Radiológica

Em 1925, foi criada a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) para a definição das grandezas e unidades dosimétricas (Mutscheller, 1925; Souza *et al.*, 2021). Já em 1928, no segundo Congresso Internacional de Radiologia, houve a criação da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), responsável por criar e estabelecer normas voltadas para a proteção radiológica, impondo limites aceitáveis de doses em exposições ocupacionais e de indivíduos do público (Clarke *et al.*, 2009). Logo após, foram definidos os princípios de proteção radiológica: justificação, otimização e limitação da dose.

3.4.1 Justificação

O princípio da Justificação estabelece que toda prática que envolva a exposição à radiação ionizante deve ser sempre justificada. Isso significa que deve ser avaliado se o uso desse tipo de exame é realmente necessário em comparação com outras modalidades de imagem

disponíveis, considerando se os benefícios obtidos superam os potenciais malefícios associados à exposição à radiação (Tauhata *et al.*, 2013). No caso da solicitação de exames de raios X na UTIN, geralmente é justificável para acompanhar a evolução de uma doença e traz benefícios para o neonato exposto, facilitando uma escolha de tratamento mais precisa.

3.4.2 Otimização

Desde que a prática seja justificável e os benefícios superem os malefícios, pode-se aplicar o princípio da otimização, que está intimamente ligado ao princípio ALARA - *As Low As Reasonably Achievable*, ou seja, as doses devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Isso significa garantir que as doses sejam minimizadas de modo a preservar a qualidade das imagens para um diagnóstico ou tratamento eficaz (ICRP-26, 1997). Ao realizar os exames de imagens em UTIN, é possível colocar este princípio em prática ao selecionar os parâmetros radiográficos de acordo com o que se deseja analisar e, também com as características individuais de cada paciente, além do uso de equipamentos de proteção, como uso de blindagens.

3.4.3 Limitação da Dose

Esse princípio se limita aos profissionais envolvidos com a radiação ionizante e, também aqueles indivíduos considerados do público, que são aquelas pessoas que não estão sendo submetidos à exposição ocupacional ou exposição médica. São estipulados limites de dose efetiva e de dose equivalente em órgãos como: cristalino, pele, mãos e pés. Estes limites não devem ser ultrapassados, mas se caso aconteça o profissional deve ser afastado de suas atividades laborais e uma investigação será aberta (ICRP-103, 2007).

3.5 Meios de Proteção Radiológica

Existem alguns fatores que são essenciais para maximizar a proteção radiológica, são eles: tempo, distância e blindagem.

O tempo é um dos fatores relacionados à dose, pois quanto maior o período de exposição à radiação ionizante maior será a dose, aumentando assim a probabilidade de efeitos indesejados advindos da radiação (Tauhata *et al.*, 2013).

Outro fator importante é a distância: quanto mais distante do tubo de raios X, menor será a dose recebida. Isso pode ser explicado pelo princípio de que a dose diminui com o quadrado da distância. Quando a distância é duplicada, a taxa de dose é reduzida em quatro vezes em relação ao seu valor inicial (Lima e Hoff, 2015).

A blindagem é outro fator crucial para reduzir a exposição à radiação ionizante e prevenir exposições desnecessárias tanto em profissionais quanto em pacientes que compartilham a mesma área ou leitos vizinhos. Isso ajuda a manter as doses em níveis baixos ou dentro dos limites de proteção radiológica (Bevelacqua, 2010). A blindagem por ser realizada por meio de paredes blindadas, biombos de chumbo ou com a utilização de EPIs.

O material de blindagem e o nível de atenuação dependem do tipo de radiação em questão, incluindo sua energia, intensidade e outras características específicas da fonte utilizada (Tauhata *et al.*, 2013; Bushberg *et al.*, 2002). Por exemplo, para nêutrons, materiais como água e parafina borada são comuns. Já para partículas carregadas, são utilizados materiais como acrílico, teflon e polietileno.

É de conhecimento de toda a sociedade científica de que o uso de EPIs como os aventais de chumbo, protetores de tireoide e óculos plumbíferos diminuem a exposição contra a radiação ionizante e auxiliam o trabalhador no controle dos limites de exposição. No estudo de Silva *et al.* (2024), foi realizada uma avaliação do uso de EPIs por profissionais envolvidos em um exame de Tomografia Computadorizada, realizado na região do tórax. O uso desses EPIs demonstrou eficácia na redução das doses efetivas e equivalentes em cerca de 91%. Também tem sido empregado o uso de EPIs em pacientes internados em UTIN para proteger órgãos sensíveis à radiação ionizante, como as gônadas (Dinhofer, 2013).

Os aventais de chumbo são muito utilizados para proteção contra radiação, mas por se tratarem de materiais muito pesados e que se forem mal armazenados podem conter rachaduras,

o que diminui a sua qualidade de proteção, alguns outros materiais e compostos estão sendo testados. Kijima *et al.* (2020) avaliaram novos materiais livres de chumbo, como borracha contendo tungstênio, para serem utilizados em radiologia intervencionista. Ao final da análise, afirmaram que os novos materiais poderiam ser eficazes na redução da exposição dos profissionais envolvidos no procedimento. Já no estudo de König *et al.* (2023) foram avaliados novos materiais contendo chumbo, como Pb/Bi (chumbo/bismuto) e Pb/Sb/W/Ba (chumbo, antimônio, tungstênio e bário), além de materiais sem a presença de chumbo como Bi/Sb (bismuto e antimônio), variando também a espessura dos aventais. A conclusão foi que, para baixas tensões, os novos materiais apresentaram eficácia comparável às blindagens de chumbo.

3.6 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas foram criadas para auxiliar na quantificação da exposição à radiação ionizante, sendo uma maneira de manter os valores de doses dentro dos limites estabelecidos. São grandezas dosimétricas de interesse neste trabalho: dose absorvida, dose equivalente, dose efetiva e o produto kerma área.

3.6.1 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é definida pelo quociente entre a energia média depositada pela radiação $d\varepsilon$ em um volume de massa dm (equação 1), sendo sua unidade o J/kg (Joule por quilograma) ou Gy (Gray) (ICRP-89, 2002).

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (1)$$

3.6.2 Dose equivalente

A dose equivalente (H_T) é uma grandeza de proteção definida pela multiplicação do fator de ponderação da radiação (w_R) pela dose absorvida média ($D_{T,R}$) (equação 2), sendo sua unidade o Sv (Sievert) (ICRP-103, 2007).

$$H_T = w_R \cdot D_{T,R} \quad (2)$$

Os valores dos fatores de ponderação da radiação (w_R) variam conforme o tipo de radiação utilizada. De acordo com a ICRP-103 (ICRP-103, 2007), o valor de w_R para fótons e elétrons é igual a um, dois para prótons e o maior w_R é vinte para partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados; um caso especial pode ser observado para o nêutron, em que o w_R varia conforme a energia utilizada.

3.6.3 Dose efetiva

A dose efetiva (E) é uma grandeza de proteção que limita o aparecimento de efeitos biológicos tanto efeitos cancerígenos como os efeitos hereditários. Ela é obtida como o somatório das doses equivalentes (H_T) multiplicada pelo fator de ponderação do tecido (w_T) (equação 3) (ICRP-103, 2007). A unidade da dose efetiva é o Sv (Sievert).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (3)$$

A Tabela 1 mostra os valores de ponderação para tecidos/órgão de acordo com a ICRP-103 (ICRP-103, 2007).

TABELA 1: Fatores de ponderação de órgãos e tecidos, de acordo com a ICRP-103 (ICRP-103, 2007)

Órgão/Tecido	Fator de Ponderação (w_T)
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mama	0,12
Demais Tecidos*	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Fígado	0,04
Tireoide	0,04
Superfície Óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Pele	0,01

*Adrenais, Região Extratorácica, Parede da Bexiga, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculo, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino Delgado, Baço, Timo e Útero.

3.6.4 Produto Kerma Área

O produto kerma-área (P_{ka}) é a integral do kerma no ar sobre a área do feixe de raios X, podendo ser utilizado para estimar a exposição à radiação em exames radiológicos (Dance *et al.*, 2014), como mostrado na equação 4. As unidades mais utilizadas para o P_{ka} são: $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$, $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ e $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ (Dance *et al.*, 2014).

$$P_{ka} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (4)$$

3.7 Método Monte Carlo

O método Monte Carlo foi desenvolvido por cientistas do laboratório de Los Alamos e, trata-se de uma ferramenta matemática de caráter estatístico/probabilístico para realizar uma simulação (Yoriyaz, 2009; Cerqueira *et al.*, 2010). Inicialmente ele foi utilizado somente para analisar o transporte de nêutrons e fótons em reatores nucleares (Rogers, 2006). Hoje em dia o

Monte Carlo é capaz de simular e estudar a dosimetria envolvida em diferentes exames de imagens, como por exemplo em tomografia computadorizada, odontologia, radiologia intervencionista, graças à evolução das simulações computacionais (Silva, 2020; Souza, 2020; Justino, 2022). Por meio do método Monte Carlo é possível simular o transporte de diferentes tipos de radiações como íons, nêutrons, prótons, elétrons e fótons em um amplo intervalo de energia (Werner *et al.*, 2018). Para avaliações dosimétricas, é possível o acoplamento de objetos antropomórficos virtuais ao código de Monte Carlo, tornando possível a aferição das doses em todos os órgãos/tecidos do corpo humano.

3.8 Objetos Antropomórficos Virtuais

Como já dito anteriormente, não é justificável e nem permitido expor um paciente à radiação ionizante somente a título de estudo para analisar as doses envolvidas em cada procedimento médico. Para esse tipo de análise são utilizados os objetos simuladores virtuais. Na literatura, é possível encontrar diferentes tipos de objetos simuladores virtuais que representam diversas idades, gêneros e índices de massa corporal (IMCs).

De forma simplificada, os primeiros objetos simuladores virtuais foram desenvolvidos em 1960 por Fisher e Snyder, utilizando formas geométricas. As alterações ocorreram ao longo do tempo. Nos primeiros modelos, a composição corporal era homogênea. Em 1969, ocorreu uma melhoria significativa com a introdução de modelos heterogêneos de composição, seguida por refinamentos adicionais em 1978 por Synder, os quais incluíram mais detalhes e características anatômicas nos objetos simuladores (Synder *et al.*, 1969; Crysti *et al.*, 1980). Em 1982, foram desenvolvidos os objetos simuladores que incorporaram diferenças de gênero, conhecidos como ADAM e EVA (Kramer *et al.*, 1982). Aproveitando o desenvolvimento de tecnologias, na década de 1980, foram criados objetos simuladores a partir das imagens geradas por Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, chamados objetos simuladores de *voxel*. De 2003 a 2006 foram criados e recriados por Kramer e colaboradores, os chamados objetos simuladores MAX06 e FAX06, com características de altura e estruturas de órgãos conforme as recomendações da ICRP-103 (Kramer *et al.*, 2003; Kramer *et al.*, 2004; Kramer *et al.*, 2006). Em 2009, foram desenvolvidos os objetos simuladores com malhas poligonais, chamados MASH e FASH, utilizando dados da ICRP-89 (Kramer *et al.*, 2009).

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos utilizados neste trabalho foram desenvolvidos pela Universidade Federal de Pernambuco, especificamente pelo Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear. Foram utilizados dois objetos simuladores hermafroditas MESH (P00) que representaram os dois pacientes neonatos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Características Gerais

Com a finalidade de analisar as doses equivalentes e efetivas envolvidas em um exame de raios X de tórax dentro da UTIN, foi necessário simular uma sala de UTIN, utilizando o Método Monte Carlo, no caso o *Monte Carlo N-Particle* (MCNP), versão 6.2 (Werner *et al.*, 2018) e objetos simuladores antropomórficos virtuais (Cassola *et al.*, 2013), representando os pacientes neonatos. Os cenários foram simulados utilizando simuladores virtuais posicionados dentro da incubadora, na posição de decúbito dorsal.

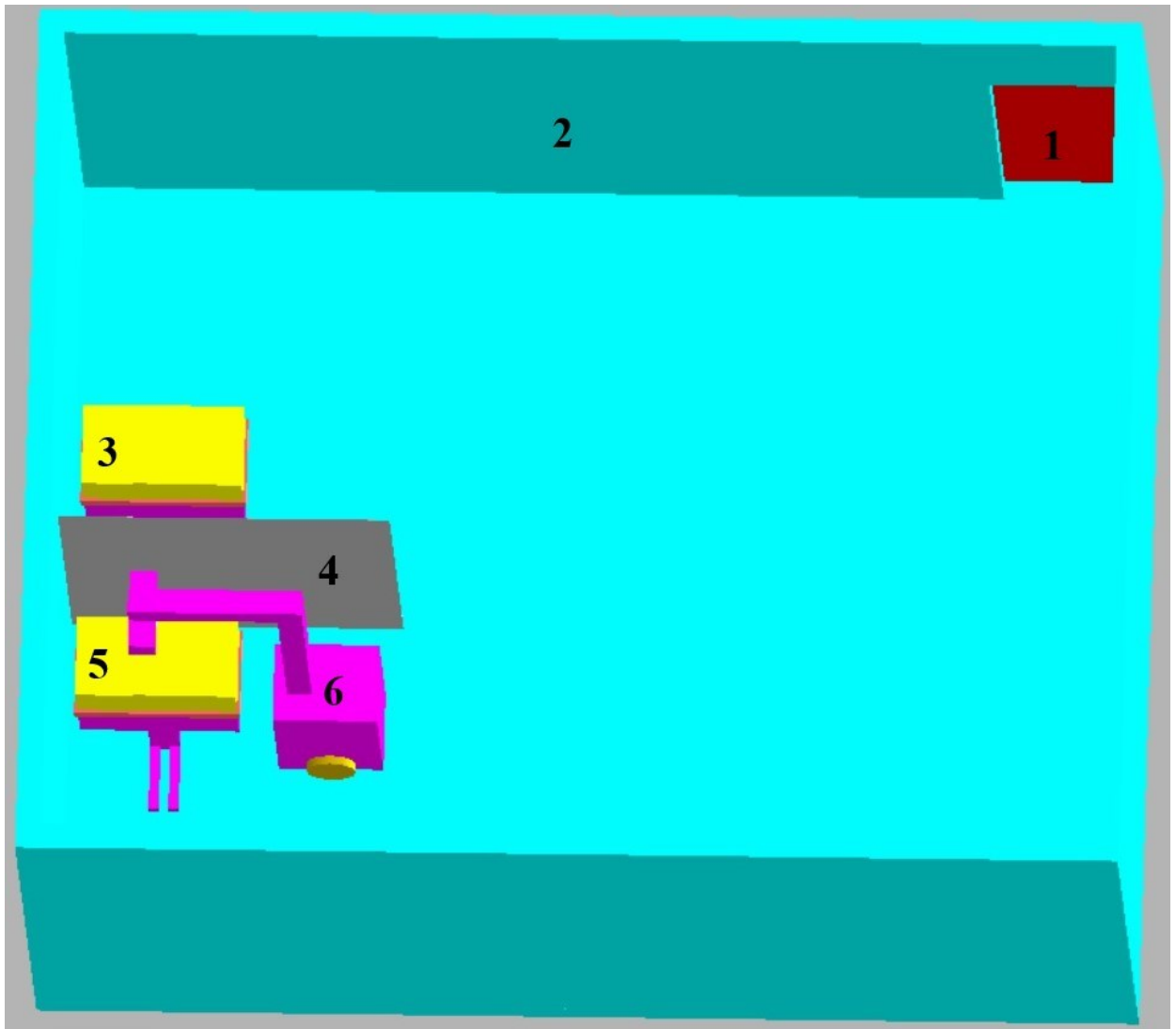
Para a obtenção dos valores de doses absorvidas foi utilizado o *tally F6 (MeV/g/source-particle)* e, para obter resultados com incertezas pequenas foram simuladas 1E09 histórias de partículas. As composições dos materiais utilizados nas simulações foram obtidas do '*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*' (McCONN *et al.*, 2011).

Os parâmetros radiográficos utilizados nas simulações foram baseados no trabalho de Bouaoun *et al.* (2015). Esses parâmetros incluem o tamanho de campo de radiação de $20 \times 27 \text{ cm}^2$ e dois valores de tensões utilizados em exames de tórax: 55 kV e 60 kV. Os espectros de raios X foram gerados utilizando o software *SpekCalc* (Poludniowski *et al.*, 2009), com as duas tensões mencionadas anteriormente (55 kV e 60 kV). As características do feixe incluíram filtração de 2 mmAl, ângulo anódico de 15° e alvo de tungstênio (Siemens, 2023). A projeção anteroposterior (AP) foi considerada nas simulações.

4.2 Cenário Simulado

A simulação da sala de UTIN, representada na Figura 1, foi construída de modo que somente os itens que são essenciais para análise dosimétrica foram simulados. É possível visualizar as paredes da sala, as incubadoras, o aparelho de raios X móvel e, por fim a barreira de blindagem entre as incubadoras. A geometria e composição de cada um dos itens serão descritas nesta seção.

Figura 1: Vista superior da sala de UTIN, modelada no MCNP, mostrando: 1) Porta de entrada; 2) Parede; 3) Incubadora vizinha; 4) Barreira de blindagem; 5) Incubadora do neonato examinado e 6) Aparelho de raios X móvel.

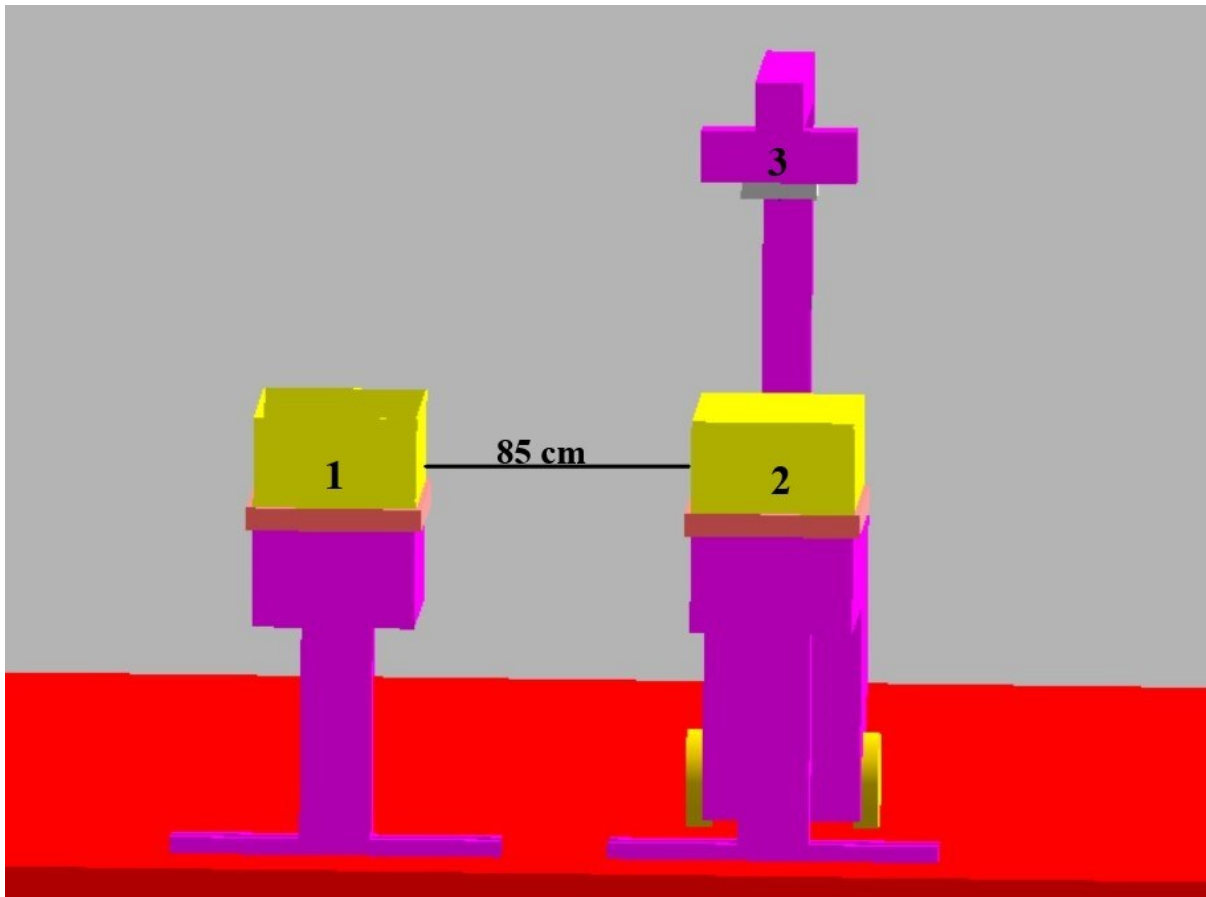


Fonte: a autora (2024).

A sala da UTIN foi simulada de forma genérica utilizando paralelepípedos. O chão e o teto foram simulados com dimensões de 635 cm × 535 cm, com espessura de 15 cm, a altura da sala foi de 300 cm. As paredes foram construídas utilizando paralelepípedos com comprimento de 534 cm, espessura de 15 cm e altura de 300 cm. Tanto as paredes, quanto chão e teto, foram compostos de “*Concrete, Iron-Portland*”, cuja densidade é $\rho = 5,9 \text{ g/cm}^3$.

As duas incubadoras foram construídas de modo idêntico. Elas foram divididas em várias estruturas, como pés e bases com material “*Steel, HT9 Stainless*”, que possui densidade $\rho = 7,874 \text{ g/cm}^3$. As bordas e gavetas das incubadoras foram feitas de um material chamado “*bakelite*”, cuja densidade é $\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$. O colchão que abrigou o neonato possui dimensões de 64 cm × 32 cm e uma espessura de 3 cm. Ele foi feito de espuma de poliuretano com densidade $\rho = 0,021 \text{ g/cm}^3$. O teto das incubadoras tem dimensões aproximadas de 96,5 cm × 49,5 cm, sendo feito de Lucite com densidade $\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$. A incubadora usada como base para a simulação foi a Incubadora Datamed, modelo Vision Advanced 2286 (Datamed, 2023). A distância simulada entre as incubadoras foi de 85 cm, de acordo com o trabalho de Silva (2021). Alguns detalhes das incubadoras podem ser vistos na Figura 2.

Figura 2: Sala de UTIN modelada com MCNP, mostrando a distância entre as incubadoras, incluindo: 1) Incubadora vizinha; 2) Incubadora do neonato examinado e 3) Tubo de raios X.

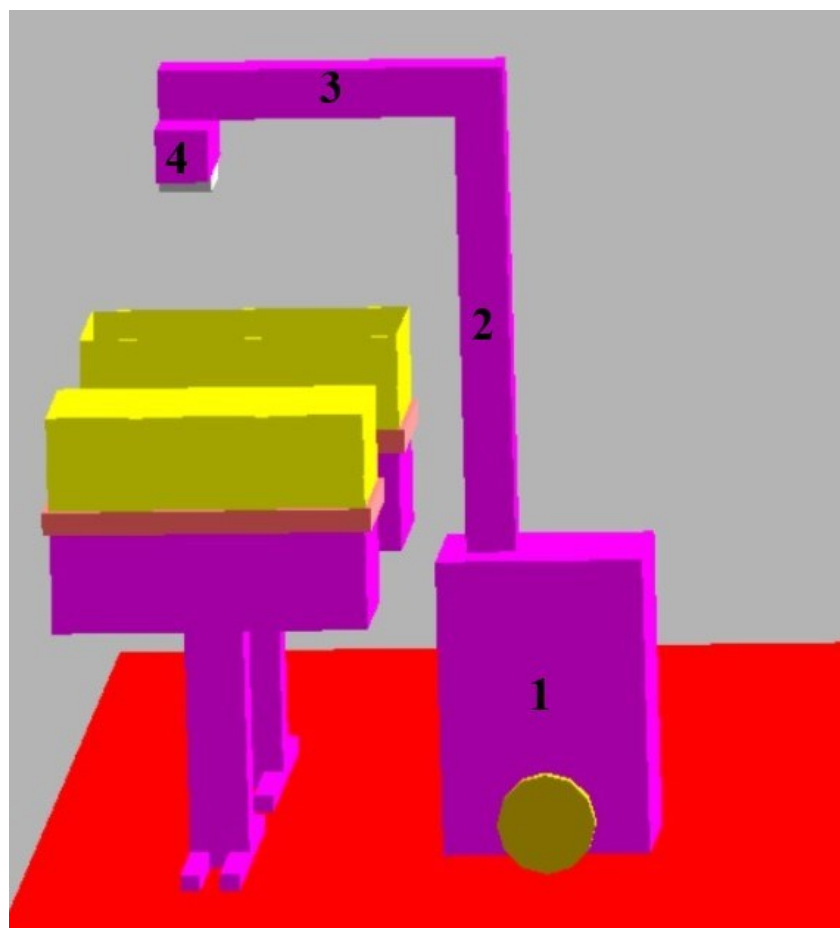


Fonte: a autora (2024).

Foi simulado um equipamento de raios X móvel, fabricado pela Siemens, modelo *Mobilett* (Siemens, 2023). As dimensões do equipamento, bem como seus componentes e densidades, foram as seguintes: rodas de borracha ($\rho = 0,92 \text{ g/cm}^3$) com raio de 15 cm; gerador com dimensões de $63 \times 48,6 \times 89 \text{ cm}^3$; e dois braços de sustentação feitos de “*Steel, HT9 Stainless*” ($\rho = 7,874 \text{ g/cm}^3$), o braço 1 com dimensões de $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm} \times 132 \text{ cm}$ e o braço 2 com dimensões $105 \text{ cm} \times 15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ (conforme Figura 3). Foi construída uma caixa de chumbo ($\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$) para a fonte de raios X para delimitar o tamanho de campo com

dimensão de $16 \times 23 \times 5 \text{ cm}^3$. A distância entre o tubo de raios X e o receptor de imagem foi de 100 cm. Os detalhes do aparelho simulado podem ser vistos na Figura 3.

Figura 3: Vista lateral do equipamento de raios X móvel modelado no MCNP, mostrando: 1) Gerador de energia; 2) Braço 1 do raios X móvel; 3) Braço 2 do raios X móvel e 4) Tubo de raios X.



Fonte: a autora (2024).

4.3 Blindagens

Com o objetivo de avaliar a eficiência de materiais a serem usados como blindagens entre as incubadoras, foram selecionados três materiais. Essa escolha baseou-se em materiais utilizados em EPIs e escudos de radiação apresentados na literatura.

Aghamiri *et al.* (2011) realizaram análises de novos materiais para escudos de radiação visando a proteção de trabalhadores, incluindo o bismuto em seus testes. McCaffrey *et al.* (2009), em seu estudo sobre novos materiais, analisaram a eficácia do bário e do bismuto. As espessuras utilizadas no presente estudo foram baseadas nas espessuras de aventais de chumbo mencionadas no trabalho de König *et al.* (2023), sendo estas de 0,25 mm, 0,35 mm e 0,5 mm. Neste estudo, foi priorizado que todos os materiais selecionados estivessem no *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling* (McCoNN *et al.*, 2011). As blindagens avaliadas neste trabalho tiveram as seguintes dimensões: 200 cm de altura, 200 cm de largura e espessuras variadas (0,25 mm, 0,35mm e 0,5 mm). A distância entre as incubadoras foi de 85 cm, e as blindagens foram inseridas exatamente entre as incubadoras sendo assim, os materiais de blindagem foram posicionados a uma distância de 42,5 cm entre uma incubadora e outra.

Na Tabela 2 estão listados os materiais avaliados como blindagem utilizados neste trabalho, todos com variação de espessura: 0,25 mm, 0,35 mm e 0,5 mm.

Tabela 2: Materiais avaliados como blindagem colocados entre as incubadoras e suas composições percentuais, segundo os estudos de Aghamiri *et al.* (2011) e McCaffrey *et al.* (2009).

Material	Composição percentual
Chumbo	100%
Bismuto	100%
Combinação de Bismuto e Bário	70% (Bi) e 30% (Ba)

4.4 Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos utilizados neste trabalho foram desenvolvidos pela Universidade Federal de Pernambuco, especificamente pelo Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear. Foi utilizado o simulador

antropomórfico virtual hermafrodita MESH (P00) que representou os dois neonatos: o examinado e o neonato da incubadora vizinha ao paciente examinado.

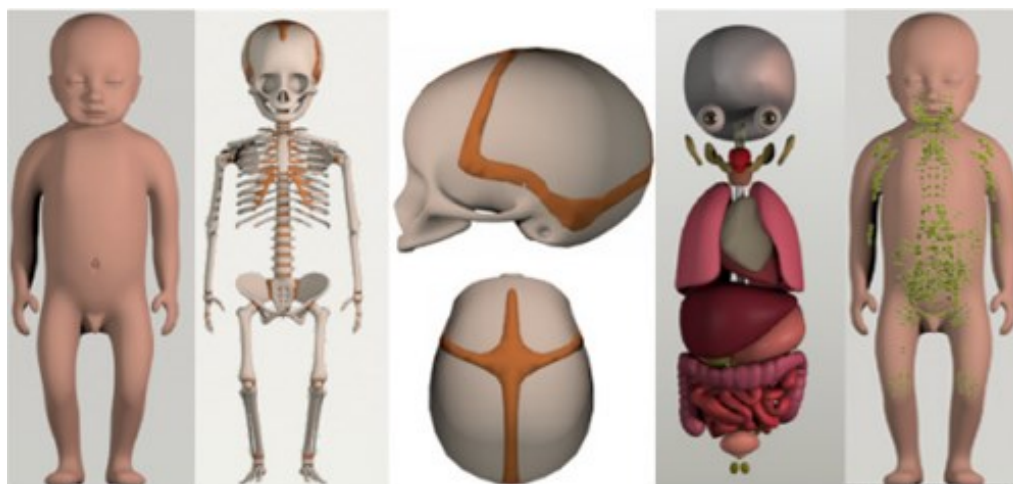
Este objeto simulador antropomórfico virtual foi construído baseado em superfícies de malha poligonal. Todas as massas dos órgãos e tecidos foram baseadas em dados fornecidos pela ICRP- 89 (ICRP-89, 2002) e as densidades são baseadas na ICRU-46 (ICRU- 46, 1992).

O objeto simulador antropomórfico virtual utilizado neste trabalho tem as seguintes características (Cassola *et al.*, 2013):

- Peso: 3,5 kg
- Altura: 50,5 cm
- Tamanho do *voxel*: $0,14 \times 0,14 \times 0,14 \text{ cm}^3$
- Órgãos e tecidos segmentados: 45

Na Figura 4, é possível visualizar alguns detalhes, como superfície, esqueleto, crânio, órgãos e nódulos linfáticos do objeto antropomórfico utilizados neste estudo.

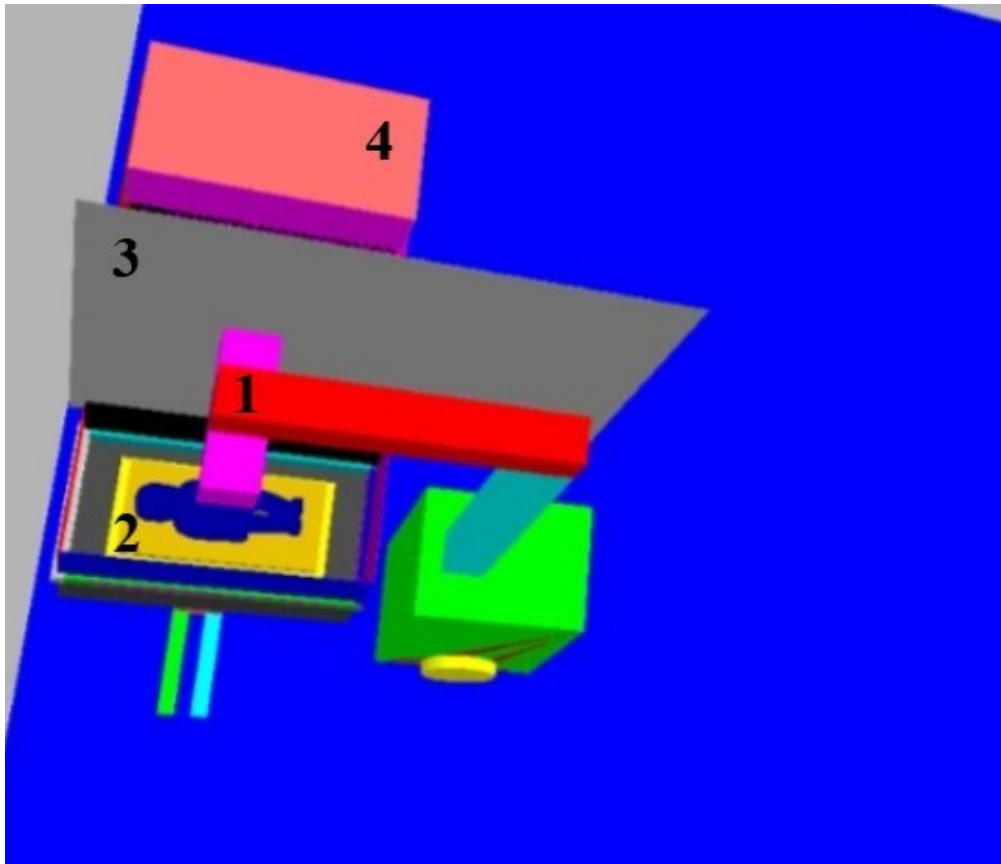
Figura 4: Objeto simulador virtual utilizado neste trabalho para representar os neonatos.



Fonte: Modificada de Cassola *et al.* (2013).

A Figura 5 mostra o cenário computacional com os objetos simuladores antropomórficos virtuais que foram utilizados nesse estudo.

Figura 5: Vista superior da sala de UTIN com o objeto simulador antropomórfico virtual, mostrando: 1) Equipamento de raios X móvel; 2) Objeto simulador antropomórfico virtual (Examinado); 3) Blindagem e 4) Incubadora vizinha.



Fonte: a autora (2024).

4.5 Cálculos das doses equivalentes e efetivas

A dose equivalente (H_T) foi determinada utilizando-se a equação 5.

$$H_T = \sum_R \frac{w_R D_{T,R}}{PKA_{sim}} \times PKA_{exp} \quad (5)$$

em que:

w_R : o fator de ponderação da radiação no caso deste estudo esse valor é 1 (fótons).

$D_{T,R}$: é a dose absorvida no tecido ou órgão de interesse, obtida pelo *tally* F6 (Mev/g/source-particle) do código do MCNP.

PKA_{sim} : é o valor obtido pelo *tally* F6 (Mev/g/source-particle), calculado a partir de um medidor de PKA posicionado na saída do tubo de raios X, com área de 9 cm².

PKA_{exp} : é o valor encontrado na literatura do produto kerma-área experimental.

O valor do PKA_{exp} utilizado para a determinação das doses equivalentes foi 19 mGy·cm² (Bouaoun *et al.*, 2015). Neste estudo experimental, Bouaoun *et al.* (2015) estimaram o valor de PKA utilizando um medidor de PKA posicionado na saída do tubo de raios X. Os parâmetros radiográficos adotados no trabalho de (Bouaoun *et al.*, 2015) foram: tensão 55 kV e 60 kV e tamanhos de campo 11 × 21 cm² e 20 × 27 cm².

As doses efetivas (E) foram obtidas por meio do somatório das doses equivalentes multiplicada pelo fator de ponderação tecidual (w_T) (equação 6):

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

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste estudo, foi feita uma avaliação da exposição de neonatos internados na UTIN por meio de simulação computacional utilizando o Método Monte Carlo. Foram calculadas as doses equivalentes e efetivas dos neonatos expostos ao exame de tórax, bem como aquele que está na incubadora vizinha. Em particular, foi analisada a redução das doses nos neonatos vizinhos ao inserir barreiras de blindagem entre as incubadoras. A análise foi complementada com a simulação de novos materiais e variação das espessuras dessas blindagens.

5.1 Doses efetivas nos neonatos

Para uma investigação detalhada, foram primeiramente simulados cenários sem o uso da blindagem para determinar as doses a que o paciente examinado e o paciente vizinho foram expostos. As doses efetivas tanto para o paciente neonato examinado quanto para o neonato vizinho, com diferentes tensões e para um tamanho de campo de $20 \times 27 \text{ cm}^2$ podem ser visualizadas na Tabela 3.

Tabela 3: Doses efetivas dos neonatos, examinado e vizinho, sem barreiras de blindagens durante um exame de tórax em uma UTIN.

Paciente	Tensão no tubo (kV)	Dose Efetiva (μSv)
Neonato examinado	55	1,42E+01 (0,02%)
Neonato vizinho		6,21E-03 (1,20%)
Neonato examinado	60	1,51E+01 (0,02%)
Neonato vizinho		7,20E-03 (1,12%)

É possível observar que as doses efetivas foram maiores para o paciente exposto ao exame de raio X, em comparação ao paciente vizinho. Isso ocorre porque o paciente examinado está sendo exposto de forma direta ao feixe primário da radiação ionizante, enquanto o vizinho está sendo exposto apenas à radiação espalhada. Além disso, quando a tensão aplicada ao tubo de raios X foi aumentada de 55 kV para 60 kV, a dose efetiva teve um aumento de

aproximadamente 6%. Esses valores de doses efetivas do paciente examinado estão de acordo com o intervalo de valores encontrados na literatura, como mostrado na Tabela 4.

Tabela 4: Doses efetivas encontradas na literatura para o neonato examinado durante o exame de raios X móvel na UTIN.

Estudo	Parâmetros radiográficos	Dose Efetiva
Bouaoun <i>et al.</i> (2015)	Tensão: valor médio de 57 kV Tamanho de Campo: 11 × 21 cm ² e 20 × 27 cm ²	22,7 μSv
Bunick <i>et al.</i> (2016)	Tensão: 48 - 55 kV Tamanho de Campo: não informado	2,3 -10,7 μSv
Neste estudo	Tensão: 55- 60 kV Tamanho de Campo: 20 × 27 cm ²	1,42E+01 (0,02%) - 1,51E+01 (0,02%)

Os valores de doses efetivas para neonato examinado encontrados neste estudo foram 14,2 μSv (55 kV) e 15,1 μSv (60 kV). Quando se comparam esses valores com a literatura (Tabela 4), observa-se que o valor de dose efetiva média obtida no trabalho de Bouaoun *et al.* (2015) foi aproximadamente 37% maior em comparação com o valor obtido neste trabalho para a tensão de 55 kV e 33% maior para a tensão de 60 kV. Em relação ao trabalho de Bunick *et al.* (2016), considerando o valor de 10,7 μSv, observou-se que o valor obtido no presente estudo foi aproximadamente 24,6% maior para a tensão de 55 kV e 29,1% maior para a tensão de 60 kV em comparação ao valor de dose efetiva obtido por Bunick *et al.* (2016). Essas diferenças se devem ao tamanho do campo utilizado, ao IMC do paciente, tensão aplicada ao tubo de raios X e a outros parâmetros que podem afetar os valores das doses.

Durante a simulação, houve preocupação de que a dose efetiva no neonatal examinado pudesse aumentar com a adição de blindagem, devido à possibilidade da radiação espalhada se chocar com a blindagem e retornar para o paciente, o que poderia contribuir para um aumento da dose. No entanto, verificou-se que as doses efetivas no paciente examinado permaneceram inalteradas.

Ao comparar as doses efetivas para a tensão de 60 kV para ambos os pacientes, examinado (15,1 μSv (0,02%)) e vizinho (7,20E-03 μSv (1,12%)), foi possível observar uma

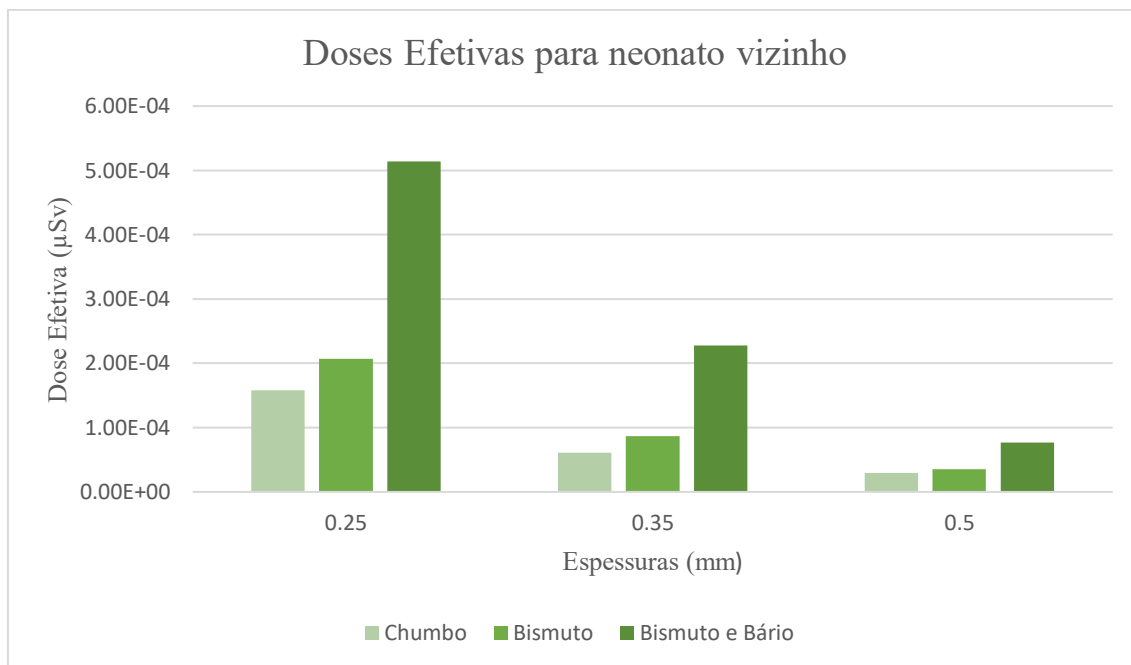
redução de aproximadamente 99% da dose efetiva no paciente vizinho, quando comparada à dose no paciente examinado.

Apesar das doses no neonatal vizinho serem baixas quando comparadas aos limites estabelecidos nas normas (1 mSv/ano) (CNEN NN-3.01, 2024), é importante lembrar que ele será submetido a exames de imagem que utilizam radiação ionizante durante o diagnóstico e acompanhamento da doença. Consequentemente, efeitos biológicos decorrentes dessa radiação podem surgir. Dessa maneira, o uso de barreiras de proteção entre as incubadoras pode possibilitar a redução das doses, de acordo com as espessuras e do material utilizado.

Como foi observado, o maior valor de dose efetiva ocorreu na situação mais crítica, ou seja, com a maior tensão aplicada ao tubo de raios X. Dito isso, as análises subsequentes foram realizadas com uma tensão de 60 kV e um tamanho de campo de $20 \times 27 \text{ cm}^2$.

O gráfico da Figura 6 apresenta os valores de doses efetivas para o neonato vizinho à incubadora do recém-nascido examinado, considerando diferentes materiais de blindagem (chumbo, bismuto e uma combinação de bismuto e bário) e espessuras variadas (0,25 mm, 0,35 mm e 0,5 mm).

Figura 6: Doses efetivas para o neonato vizinho, de acordo com as espessuras e materiais diferentes de blindagem colocados entre as incubadoras, durante um exame de raios X de tórax do paciente examinado, usando uma tensão de 60 kV e tamanho de campo de $20 \times 27 \text{ cm}^2$.



Fonte: a autora (2024)

Observou-se que à medida que as espessuras aumentaram, houve uma redução nos valores das doses efetivas, sendo a maior redução correspondente à espessura de 0,5 mm para todos os materiais avaliados. O intervalo de dose efetiva recebida pelo neonatal vizinho, considerando todos os materiais e espessuras, variou de $2,98E-05 \mu\text{Sv}$ (7,50%) a $5,14E-04 \mu\text{Sv}$ (3,63%).

Dentre os materiais utilizados neste estudo, o chumbo demonstrou ser o mais eficaz na redução das doses. Ao comparar os valores das doses efetivas obtidos com a blindagem de chumbo com outros materiais, para uma espessura intermediária de 0,35 mm, observou-se uma diferença de 29% (no caso do bismuto) e 73% (na combinação de bismuto e bário), destacando o bismuto como o material que mais se aproxima do desempenho do chumbo. A diferença pode ser explicada pelo fato mencionado na revisão bibliográfica de que materiais com alto número atômico são mais eficientes para bloquear a radiação. O chumbo e o bismuto, que possuem números atômicos próximos 82 e 83, respectivamente, apresentaram comportamentos

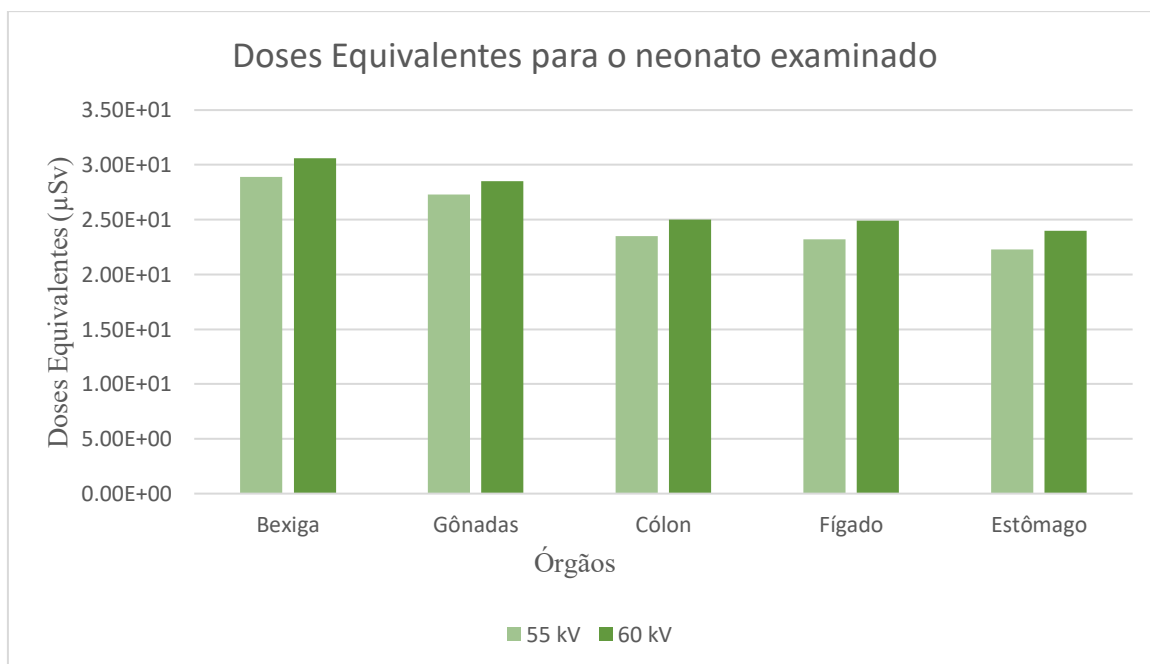
semelhantes de redução de doses. Em contraste, a composição de bismuto (70%) e bário (30%) demonstrou ser menos eficaz na redução da radiação, devido ao seu número atômico inferior em comparação aos outros materiais.

Ao comparar os valores de doses efetivas nos cenários sem e com a blindagem de 0,5 mm de espessura, observou-se uma redução das doses efetivas para o paciente vizinho de aproximadamente 99,6% para o chumbo, 99,5% para o bismuto e 98,9% para a combinação de bismuto e bário. Essas reduções superiores a 98% demonstram que, para a faixa de tensão de 60 kV avaliada neste estudo, esses novos materiais testados funcionam eficazmente como barreiras de proteção contra a radiação.

5.2 Doses Equivalentes nos neonatos

O gráfico da Figura 7 trata dos cinco órgãos que receberam os maiores valores de dose equivalente para o neonato examinado.

Figura 7: Doses Equivalentes para o neonato examinado durante um exame de raios X de tórax usando valores de tensões de 55 kV e 60 kV.



Fonte: a autora (2024).

Assim como ocorreu com os valores de doses efetivas, as doses equivalentes aumentaram com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. As maiores doses equivalentes foram observadas nos seguintes órgãos: bexiga, gônadas, cólon, fígado e estômago, devido ao fato de estarem dentro do feixe primário de radiação.

Os órgãos bexiga, fígado e estômago coincidem com os cinco maiores valores de doses equivalentes encontrados por Silva (2021) quando foi utilizada uma tensão de 60 kV e um tamanho de campo de radiação de 24 x 30 cm². Os valores de doses equivalentes encontrados por Silva (2021) foram de (3,40E+01) µSv (bexiga), (2,60E+01) µSv (fígado) e (1,38E+01) µSv (estômago), determinados utilizando simulação Monte Carlo. As diferenças percentuais nas doses equivalentes para esses órgãos, comparando os resultados deste estudo com os apresentados por Silva (2021), foram de 10% para a bexiga, 4,2% para o fígado e 42% para o estômago.

Na análise realizada por Kim *et al.* (2022), que avaliaram as doses em diferentes órgãos de pacientes neonatos utilizando simulação de Monte Carlo e objeto simulador virtual com altura de 51 cm e peso de 3,5 kg, com tensões no tubo variando de 50 a 60 kV e tamanho de campo não informado, foram encontradas doses menores em comparação com o presente estudo. Esses valores podem ser visualizados na Tabela 5.

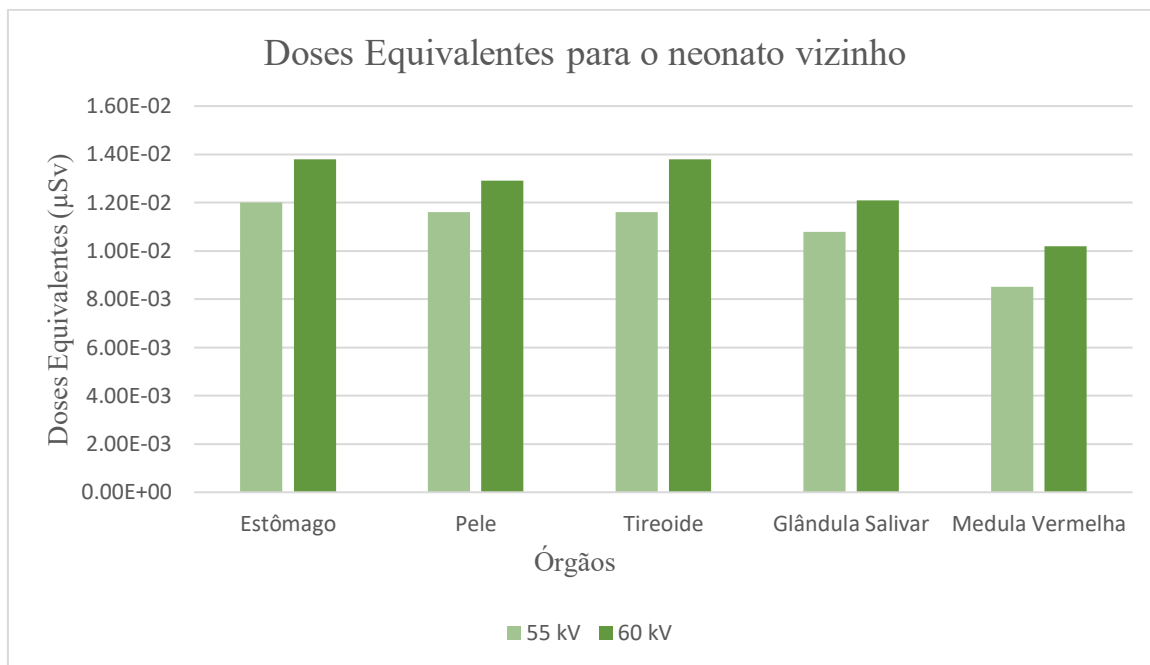
Tabela 5: Valores de dose absorvida para o neonato examinado encontrados no trabalho de Kim *et al* (2022).

Órgão	Dose Absorvida (µGy)
Bexiga	20,6
Gônadas	11,7
Cólon	16,7
Fígado	18,8
Estômago	31,2

Comparando os resultados encontrados por Kim *et al.* (2022) e aqueles obtidos neste estudo para a tensão de 60 kV, observa-se uma diferença percentual de 32,7% para a bexiga, 59% para as gônadas, 33% para o cólon, 24,5% para o fígado e 30% para o estômago. Essas diferenças se devem ao tamanho do campo utilizado, ao IMC do paciente, valor de tensão aplicado ao tubo de raios X e a outros parâmetros que podem afetar os valores das doses.

Para o neonato vizinho, os órgãos que receberam os maiores valores de doses equivalentes, sem o uso de blindagem podem ser observados na Figura 8.

Figura 8: Doses Equivalentes para o neonato vizinho sem o uso de blindagem, durante um exame de raios X de tórax do paciente examinado, usando tensões de 55 kV e 60 kV.



Fonte: a autora (2024).

Foi observada uma redução das doses equivalentes superior a 98% para todos os órgãos apresentados na Figura 8, utilizando uma blindagem de espessura de 0,5 mm para todos os materiais estudados. Vale ressaltar que o estômago foi o órgão que obteve a maior redução em sua dose com a espessura de 0,5 mm: com o chumbo, houve uma redução de 99,7%; com o bismuto, cerca de 99,6%; e com o composto de bismuto e bário, uma redução um pouco menor de 98,9%. Mais uma vez, o chumbo foi o material que mais atenuou a radiação, resultando em uma redução significativa nos valores de doses equivalentes para o paciente vizinho.

O material estudado que apresentou a segunda maior redução nos valores de doses equivalentes para o neonato vizinho foi o bismuto, demonstrando sua viabilidade como material de blindagem a ser colocado entre as incubadoras. Apesar de o chumbo ser responsável pela maior redução nos valores de dose, ele possui desvantagens, como seu peso elevado, o que pode dificultar o transporte entre as incubadoras na sala de UTIN. Além disso, estudos mencionam

que o chumbo é um material de alta toxicidade (Lu *et al.*, 2019; Kazempour *et al.*, 2015). Assim, é importante o estudo de outros materiais como barreiras de proteção contra a radiação, além do chumbo, visto que podem ser mais leves e ecologicamente mais sustentáveis (König *et al.*, 2023).

Os resultados apresentados neste trabalho demonstram que o uso de blindagens entre as incubadoras na UTIN pode reduzir significativamente as doses equivalentes e efetivas no paciente vizinho, quando utilizadas no intervalo de tensão de 55 kV a 60 kV. Para energias mais altas, não se pode afirmar que terão o mesmo comportamento, sendo necessários estudos mais aprofundados.

5 Conclusão

Neste estudo, foram avaliadas as doses equivalentes e efetivas para pacientes neonatos expostos ao procedimento de radiografia de tórax realizado com equipamento móvel em uma UTIN, bem como para pacientes neonatos localizados na vizinhança. Para isso, utilizou-se simulação computacional com o código de Monte Carlo MCNP, versão 6.2, e objetos antropomórficos virtuais que representaram os dois neonatos estudados. Os cenários de simulação foram diferenciados pela aplicação de tensões de 55 kV e 60 kV, ambos com campo de radiação de $20 \times 27 \text{ cm}^2$, tanto sem quanto com a utilização de blindagem entre as incubadoras. As barreiras de blindagem variaram em espessura (0,25 mm, 0,35 mm e 0,5 mm) e no tipo de material avaliado.

As doses efetivas tanto para o paciente examinado quanto para o paciente da incubadora vizinha aumentaram conforme a tensão aplicada ao tubo de raios X foi aumentada. A maior dose efetiva registrada foi de $15,1 \mu\text{Sv}$ (0,02%) para o paciente examinado, considerando uma tensão de 60 kV.

Ao analisar as doses no paciente vizinho com e sem blindagem, verificou-se uma redução nos valores de dose efetiva de aproximadamente 98% para todos os materiais utilizados como barreira, com o chumbo demonstrando ser o mais eficaz na atenuação. Entre as diferentes espessuras testadas, a maior espessura (0,5 mm) proporcionou as seguintes reduções nos valores de doses efetivas com e sem a blindagem: 99,6% para o chumbo, 99,5% para o bismuto e 98,9% para a combinação de bismuto e bário.

Os cinco órgãos que receberam os maiores valores de doses equivalentes para o neonato examinado foram a bexiga, as gônadas, o cólon, o fígado e o estômago. Para o neonato vizinho, os órgãos mais afetados foram o estômago, a tireoide, a pele, a glândula salivar e a medula vermelha. A utilização de blindagem entre as incubadoras resultou em uma redução superior a 98% nos valores de doses equivalentes para os órgãos do neonato vizinho.

Este estudo demonstrou que, embora as doses de radiação no neonato vizinho e neonato examinado por raios X sejam consideradas baixas, elas podem ser ainda mais reduzidas pela inserção de blindagem entre as incubadoras na UTIN. Como não há um limiar para a ocorrência de efeitos estocásticos e, considerando que o mesmo neonato pode necessitar de outros exames

ao longo do acompanhamento e tratamento da doença, que utilizam radiação ionizante, a probabilidade do aparecimento de efeitos biológicos pode ser significativa.

É importante salientar que não foi objetivo deste estudo determinar ou afirmar com certeza que um determinado material é o melhor para ser utilizado como blindagem entre as incubadoras em uma UTIN. O propósito foi demonstrar que existem opções viáveis de materiais, além do chumbo, que têm potencial para maximizar a proteção radiológica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGHAMIRI, M. R., MORTAZAVI, S. M. J., TAYEBI, M., MOSLEH-SHIRAZI, M. A., BAHARVAND, H., TAVAKKOLI-GOLPAYEGANI, A., ZEINALI-RAFSANJANI, B. A novel design for production of efficient flexible lead-free shields against X-ray photons in diagnostic energy range. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, v. 1, n. 1, 2011. Disponível em: <https://jbpe.sums.ac.ir/article_43020.html>. Acesso em: 20 de janeiro de 2024.

ALZIMAMI, K., SULIEMAN, A., YOUSIF, A., BABIKIR, E., SALIH, I. Evaluation of radiation dose to neonates in a special care baby unit. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 104, p. 150-153, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.11.035>

ARAÚJO, B. F. D., TANAKA, A. C. D. A., MADI, J. M., ZATTI, H. Estudo da mortalidade de recém-nascidos internados na UTI neonatal do Hospital Geral de Caxias do Sul, Rio Grande do Sul. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**, v. 5, p. 463-469, 2005. <https://doi.org/10.1590/S1519-38292005000400010>

ARÍZAGA-BALLESTEROS, V., GARZA-CASTILLO, R., FRANCO-CABRERA, M. D. C., ESTRADA-HERNÁNDEZ, C., LARA-DÍAZ, V. J., ALCORTA-GARCÍA, M. R. Measurement of intentional exposure to ionizing radiation in a neonatal intensive care unit. **Revista mexicana de pediatría**, v. 88, n. 3, p. 96-100, 2021. <https://doi.org/10.35366/102189>

ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. **Wiley-VCH**, Madison, 1986.

BEVELACQUA, J. J. Practical and effective ALARA. **Health physics**, v. 98, n. 2, p. 39-47, 2010. <https://10.1097/HP.0b013e3181d18d63>

BORGES, M. D. D. V. F., DE SÁ, E. S., NUNES, D. P., EVANGELISTA, D. R., da SILVA, J. B., SANTOS, L. F. Tendência da mortalidade neonatal de uma capital brasileira: uma análise de 20 anos. **Revista Científica do ITPAC**, v. 16, n. 1, 2023. Disponível em: <<https://revista.unitpac.com.br/itpac/article/view/74>> . Acesso em: 10 de dezembro de 2023.

BOUAOUN, A., BEN-OMRANE, L., HAMMOU, A. Radiation doses and risks to neonates undergoing radiographic examinations in intensive care units in Tunisia. **International Journal of Cancer Therapy and Oncology**, v. 3, n. 4, p. 342-347, 2015. <https://doi.org/10.14319/ijcto.34.2>.

BRASIL. Portaria nº 930, de 10 de maio de 2012. **Define as diretrizes e objetivos para a organização da atenção integral e humanizada ao recém-nascido grave ou potencialmente grave e os critérios de classificação e habilitação de leitos de Unidade Neonatal no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS)**. Diário Oficial da União, 2012.

BUNICK, A. P., SCHELIN, H. R., DENYA, V. (2016). Estimativa de Dose Efetiva para Radiografias de Tórax em Pediatria Neonatal. **Associação Brasileira de Física Médica. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Física Médica**. Disponível em: <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/48/022/48022337.pdf>. Acesso em: 10 de janeiro 2024.

BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., JR., E. M. L., BOONE, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. **Lippincott Williams & Wilkins**, Philadelphia, 2002.

CASSOLA, V. F., KRAMER, R., LIMA, V. J. M., LIRA, C. A. B. O., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., BROWN, K. R. Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces. **Journal of Radiological Protection**, v. 33, n. 3, p. 669, 2013. <https://10.1088/0952-4746/33/3/669>

CERQUEIRA, R. A. D., CONCEIÇÃO, B. M., TEIXEIRA, C. H., MOTA, C. D., RODRIGUES, T. M., MAIA, A. F. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, n. 3, p. 39-42, 2010. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2010.v4.n3.p39-42>

CLARKE, R. H., VALENTIN, J. The History of ICRP and the Evolution of its Policies: Invited by the Commission in October 2008. **Annals of the ICRP**, v. 39, n. 1, p. 75-110, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2009.07.009>

CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN NN 3.01. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**, Diário Oficial da União, Brasília, 2024.

CRISTY, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. U.S. **Nuclear Regulatory Commission Rep.**, NUREG/CR-1159, Also Oak Ridge National Laboratory Rep., ORNL/NUREG/TM-367, 1980. <https://doi.org/10.2172/5308345>

DABIN, J., STRUELENS, L., VANHAVERE, F. Radiation dose to premature newborns in the Belgian neonatal intensive care units. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 158, n. 1, p. 28-35, 2014. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct184>

DANCE, D. R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT, A. D. A., MCLEAN, I. D., NG, K. H. Diagnostic radiology physics. **International Atomic Energy Agency**, Vienna, 2014.

DATAMED. **Tecnologia pela vida. Incubadora vision Advanced 2286**. Disponível em: <<https://datamedweb.com.br/produtos/fanem/neonatal/incubadorasneonatais/incubadoraavision-advanced-2286/>>. Acesso em: 28 de setembro de 2023.

DE SOUZA, D. C. B., COLLARES, A. T. S., CONTINI, C. L. F., DA SILVEIRA, E., VOLTOLINI, J. R. Proteção radiológica nas exposições médicas: aspectos legais e históricos. **Research, Society and Development**, v. 11, n. 3, 2022. <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i3.26736>

DINHOFER, D. S. Reducing radiation exposure in the neonatal intensive care unit: how a process improvement plan can have wide-reaching effects. **Journal of the American College of Radiology**, v. 11, n. 1, p. 88-93, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2013.01.026>

EDISON, P., CHANG, P. S., TOH, G. H., LEE, L. N., SANAMANDRA, S. K., SHAH, V. A. Reducing radiation hazard opportunities in neonatal unit: quality improvement in radiation safety practices. **BMJ Open Quality**, v. 6, n. 2, p. 1-8, 2017. <https://doi:10.1136/bmjjoq-2017-000128>

ELSHAMI, W., ABUZOID, M. M., GIBRIL, M. M., SULIEMAN, A., BRADLEY, D. A. Impact of high kilo-voltage peak technique on radiation dose for neonates undergoing chest radiography: Experimental study. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 199, p. 110327, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110327>

ESCOURROU, G., DE LUCA, D. Lung ultrasound decreased radiation exposure in preterm infants in a neonatal intensive care unit. **Acta Paediatrica**, v. 105, n. 5, p. 237-239, 2016. <https://doi.org/10.1111/apa.13369>

FERNÁNDEZ, R., MORENO-TORRES, M., CONTRERAS, A. M., NÚÑEZ, M. I., GUIRADO, D., PEÑAS, L. Patient and staff dosimetry during radiographic procedures in an intensive care unit. **Journal of Radiological Protection**, v. 35, n. 3, p. 727, 2015. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/35/3/727>

FRAYRE, A. S., TORRES, P., GAONA, E., RIVERA, T., FRANCO, J., MOLINA, N. Radiation dose reduction in a neonatal intensive care unit in computed radiography. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 71, p. 57-60, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2012.04.015>

HALL, E. J., GIACCIA, A. J. Radiobiology for the radiologist. **Wolters Kluwer**, Philadelphia, 2012.

ICRP **International Commission on Radiological Protection**. “**The ALARA principle**”, *Publication n° 26, 1977*.

ICRP **International Commission on Radiological Protection**. **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values**. *ICRP Publication 89, 2002*

ICRP **International Commission on Radiological Protection**. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. *ICRP Publication 103, 2007*.

ICRU **International Commission on Radiation Units and Measurements**. **Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues**. *ICRU Report 46, 1992*.

JUSTINO, P. C. **Avaliação do efeito de próteses de silicone em um tratamento de radioterapia de mama utilizando simulação Monte Carlo**. 2022. 93f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. doi: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2022.452>

KAZEMPOUR, M., SAEEDIMOGHADAM, M., SHOOLI, F. S., SHOKRPOUR, N. Assessment of the radiation attenuation properties of several lead free composites by Monte

Carlo simulation. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, v. 5, n. 2, p. 67, 2015. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4479388/>>. Acesso em: 2 de dezembro de 2023.

KHAN, F. M., GIBBONS, J. P. The Physics of Radiation Therapy. **Wolters Kluwer**, Philadelphia, 2014.

KIJIMA, K., KRISANACHINDA, A., TAMURA, M., MONZEN, H., NISHIMURA, Y. Reduction of occupational exposure using a novel tungsten-containing rubber shield in interventional radiology. **Health Physics**, v. 118, n. 6, p. 609-614, 2020. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000001177>

KIM, E., PARK, H., KIM, K., YOON, Y., LIM, C., KIM, J. Evaluation of radiation dose to organs of neonatal patients during portable X-ray examination in incubators: A Monte Carlo simulation study. **Journal of X-Ray Science and Technology**, v. 30, n. 2, p. 333-342, 2022. <https://doi.org/10.3233/XST-211091>

KÖNIG, A. M., ZOUM, J. V., FIEBICH, M., ABISSI, P. W., MAHNKEN, A. H. Comparison of the radiation protection effect of different radiation protection aprons made of different materials. **European Journal of Radiology**, v. 164, p. 110862, 2023. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110862>

KRAMER, R., CASSOLA, V. F., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LIMA, V. J. M., BROWN, K. R. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, n. 1, p. 163, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/010>

KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LIMA, V. J. M. MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 51, n. 14, p. 3331–3346, 2006. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/14/003>

KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LOUREIRO, E. C. M., LIMA, V. J. M., LIMA, F. R. A., HOFF, G. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, n. 23, p. 5203–5216, 2004. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/23/001>

KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, F. R. A., FUELLE, D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 48, n. 10, p. 1239–1262, 2003. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/10/301>

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G., DREXLER, G. Calculation of dose from external photon exposure using reference human phantom and Monte Carlo methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms. **National Research for Environment and Health**, v. 14, n. 21, p. 75, 1982. Disponível em: <<https://inis.iaea.org/search/searchsinglerecord.aspx?recordsFor=SingleRecord&RN=14796056>>. Acesso em: 14 de janeiro 2024.

LIMA, N. W., HOFF, G. Aplicabilidade da lei do inverso do quadrado da distância em radiologia convencional e mamografia. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1, 2015. <https://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1A.91>

LU, H., BOYD, C., DAWSON, J. Lightweight lead aprons: the emperor's new clothes in the angiography suite? **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 57, n. 5, p. 730-739, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2019.01.031>

McCAFFREY, J. P., MAINEGRA-HING, E., SHEN, H. Optimizing non-Pb radiation shielding materials using bilayers. **Medical physics**, v. 36, n. 12, p. 5586-5594, 2009. <https://doi.org/10.1118/1.3260839>

McCONN, R. J., GESH, C. J., PAGH, R. T., RUCKER, R. A., WILLIAMS III, R. Compendium of material composition data for radiation transport modeling (Nº. PNNL-15870 Rev. 1). **Pacific Northwest National Lab.** (PNNL), Richland, WA (United States), 2011. <https://doi.org/10.2172/1023125>

MENDES, L. S. F., DE VASCONCELOS, G. G., LIBERATO, F. R. C., VERAS, K. D. C. B. B., LOPES, H. C. S. L., ARAÚJO, S. M., ALBUQUERQUE, R. A. S. Fatores de risco associados à internação hospitalar em Unidades de Terapia Intensiva Neonatal. **Peer Review**, v. 6, n. 7, p. 199-219, 2024. <https://doi.org/10.53660/PRW-2048-3732>

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria SES-DF Nº 29. **Critérios de Admissão e Altas nas Unidades Neonatais da SES/DF.** Coordenação de Neonatologia – GEAI/DIASE/SAS/SES. Brasília, 2006.

MUTSCHELLER, A. Physical standards of protection against Roentgen-ray dangers. **Am. J. Roentgenol**, v. 13, p. 65-70, 1925.

NEVES, L. P., FRANCO, A. B., FRANÇA, M., SOARES, M. R., BELINATO, W., SANTOS, W. S., CALDAS, L. V. E., PERINI, A. P. Computational dosimetry in a pediatric i-CAT procedure using virtual anthropomorphic phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 167, p. 108236, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.040>

OKUNO, E., YOSCHIMURA, E. (2010). Física das Radiações. **Oficina de Textos**, São Paulo, 2010.

OLGAR, T., ONAL, E., BOR, D., OKUMUS, N., ATALAY, Y., TURKYILMAZ, C., ERGENOKON, E., KOC, E. Radiation exposure to premature infants in a neonatal intensive care unit in Turkey. **Korean journal of radiology**, v. 9, n. 5, p. 416-419, 2008. <https://doi.org/10.3348%2Fkjr.2008.9.5.416>

PODGORŠAK, E. B. Radiation physics for medical physicists. **Springer**, Berlin, 2006.

POLUDNIOWSKI, G., LANDRY, G., DEBLOIS, F., EVANS, P. M., VERHAEGEN, F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 19, p. N433, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/n01>

PUSDEKAR, Y. V., PATEL, A. B., KURHE, K. G., BHARGAV, S. R., THORSTEN, V., GARCES, A., GOLDENBERG, R. L., GOUDAR, S. S., SALLEM, S., ESAMAI, F., CHOMBA, E., BAUSERMAN, M., BOSE, C. L., LIECHTY, E. A., KREBS, N. F., DERMAN, R. J., CARLO, W. A., KOSO-THOMAS, M., NOLEN, T. L., MCCLURE, E. M., HIBBERD, P. L. Rates and risk factors for preterm birth and low birthweight in the global network sites in six low-and low middle-income countries. **Reproductive Health**, v. 17, p. 1-16, 2020. <https://doi.org/10.1186/s12978-020-01029-z>

ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Physics in Medicine & Biology**, v. 51, n. 13, p. R287, 2006. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R17>

RÖNTGEN, W. C. On a new kind of rays. **Science**, v. 3, p. 227-231, 1896. <https://doi.org/10.1126/science.3.59.227>

SANKAR, M. J., NATARAJAN, C. K., DAS, R. R., AGARWAL, R., CHANDRASEKARAN, A., PAUL, V. K. When do newborns die? A systematic review of timing of overall and cause-specific neonatal deaths in developing countries. **Journal of perinatology**, v. 36, n. 1, p. 1-11, 2016. <https://doi.org/10.1038/jp.2016.27>

SANTOS, W. D. S., MAIA, A. F. Riscos associados ao uso de equipamento móvel de radiação X pelos técnicos de radiologia durante exames de tórax em pronto socorro e em UTI semi-intensiva: estudo de caso em um hospital público de Sergipe. **Scientia Plena**, v. 6, n. 3, p. 1-6, 2010.

SHBEER, A. Radiation in the intensive care units: A review of staff knowledge, practices, and radiation exposure. **Journal of Radiation Research and Applied Sciences**, v. 17, n. 2, p. 100849, 2024. <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2024.100849>

SIEMENS HEALTHINEERS. **Mobilett XP- Advanced analog mobile X-ray machine**. Disponível em: https://api.techealth.com.br/doc/produto/474_6061d03a5d27d.PDF. Acesso em: 15 de novembro de 2023.

SILVA, D. C. **Avaliação dosimétrica durante procedimentos radiográficos em UTI pediátrica empregando simulação Monte Carlo**. 2021. 75p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. doi: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.139>

SILVA, M. F., CAIXETA, A. L., SOUZA, S. P., TAVARES, O. J., COSTA, P. R., SANTOS, W. S., NEVES, L. P., PERINI, A. P. A dosimetric study of occupational exposure during computed tomography procedures. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 218, p. 111564, 2024. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111564>

SNYDER, W. S., FISHER, H. L., FORD, M. R., WARNER, G. G. Estimates of absorbed 66 fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 3, p. 7-52, 1969.

SBP, SOCIEDADE BRASILEIRA DE PEDIATRIA. Prevenção da prematuridade - uma intervenção da gestão e de assistência. **Documento Científico - Departamento Científico de Neonatologia**, 2017. Disponível em: https://www.sbp.com.br/fileadmin/user_upload/20399b-DocCient_-_Prevencao_da_prematuridade.pdf. Acesso em: 22 de janeiro de 2024.

SOUZA, S. P. **Avaliação dos procedimentos de segurança e exposição ocupacional para procedimentos de radiologia intervencionista em embolização de artéria uterina**. 2020. 119f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. doi: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.783>

SOUZA, S. P., SILVA, M. F., TAVARES, O. J., SOUZA, L. W., SILVA, D. C., SANTOS, W. S., BELINATO, W., PERINI, A. P., NEVES, L. P. Monte Carlo evaluation of occupational exposure during uterine artery embolization. **Physica Medica**, v. 85, p. 50-56, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.04.019>

TAUHATA, L., SALATI, I., PRINZIO, R. Di, PRINZIO, A. R. Di. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. **IRD/CNEN**, Rio de Janeiro, 2013.

TOSCAN, M., DE ARAÚJO, B. F., MARTINI, J. C., RAVAZIO, R., DE SOUZA, V. C. Our estimates of neonatal radiation exposure fall short of reality. **European Journal of Pediatrics**, v. 183, n. 4, p. 1911-1916, 2024. <https://doi.org/10.1007/s00431-024-05466-x>

VANO, E., KLEIMAN, N. J., DURAN, A., ROMANO-MILLER, M., REHANI, M. M. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, n. 2, p. 197-204, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2012.10.016>

WERNER, C. J., BULL, J. S., SOLOMON, C. J., BROWN, F. B., MCKINNEY, G. W., RISING, M. E., DIXON, D. A., MARTZ, R. L., HUGHES, H. G., COX, L. J., ZUKAITIS, A. J., ARMSTRONG, J. C. FORSTER, L. R. A., CASSWELL, L. MCNP version 6.2 release notes

(No. LA-UR-18-20808). **Los Alamos National Laboratory (LANL)**, Los Alamos, NM (United States), 2018. <https://doi.org/10.2172/1419730>

WHO, World Health Organization. March of Dimes, PMNCH, **Save the Children Born Too Soon: The Global Action Report on Preterm Birth**. Eds CP Howson, MV Kinney, JE Lawn. World Health Organization. Geneva, 2012.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149>