



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

DANIELA CARVALHO SILVA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DURANTE PROCEDIMENTOS
RADIOGRÁFICOS EM UTI PEDIÁTRICA EMPREGANDO SIMULAÇÃO
MONTE CARLO**

UBERLÂNDIA, MG

2021

DANIELA CARVALHO SILVA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DURANTE PROCEDIMENTOS
RADIOGRÁFICOS EM UTI PEDIÁTRICA EMPREGANDO SIMULAÇÃO
MONTE CARLO**

Dissertação de Mestrado apresentada 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: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados a Saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

UBERLÂNDIA, MG

MARÇO DE 2021

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

S586 2021	<p>Silva, Daniela Carvalho, 1981- Avaliação Dosimétrica Durante Procedimentos Radiográficos em UTI Pediátrica Empregando Simulação Monte Carlo [recurso eletrônico] / Daniela Carvalho Silva. - 2021.</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.2021.139 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula, 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



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.ppgeb.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, 074, PPGEB				
Data:	cinco de março de dois mil e vinte e um	Hora de início:	08 horas	Hora de encerramento:	[08:55]
Matrícula do Discente:	11912EBI002				
Nome do Discente:	Daniela Carvalho Silva				
Título do Trabalho:	Avaliação Dosimétrica Durante Procedimentos Radiográficos em UTI Pediátrica Empregando Simulação Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Estudo computacional das doses envolvidas em exames de tomografia computadorizada para pacientes pediátricos				

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, composta pelos Professores Doutores: Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN; William de Souza Santos - INFIS/UFU; Ana Paula Perini- INFIS/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

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

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimeada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

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 05/03/2021, às 08:57, 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 **William de Souza Santos, Professor(a) do Magistério Superior**, em 05/03/2021, às 08:57, 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 05/03/2021, às 09:03, 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 **2612457** e o código CRC **FEE53659**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, minha fonte maior de força, por sempre me inspirar e guiar meu caminho, e não me deixar desistir apesar das dificuldades, me mostrando que há sempre uma luz a frente.

Aos meus amados pais Marilda e Pedro, aos quais devo toda a minha vida, por serem seres humanos iluminados, presentes, pais amorosos, e sempre se desdobrarem para me ver brilhar, não chegaria aqui sem eles.

Agradeço a minha querida orientadora Dra. Ana Paula Perini por acreditar em mim, e por essa incrível oportunidade de realizar este trabalho, pela paciência, dedicação, toda orientação, pelo conhecimento compartilhado, por ser uma mulher incrível e inspiradora, e por ter sido luz em minha vida.

Ao professor Dr. Lucio Pereira Neves por todo carinho, orientação, apoio, por ser um professor dedicado, exemplar, prestativo, incentivador, sempre positivo e disposto a nos ajudar, por tudo que representa como ser humano e profissional na vida dos alunos.

Sinceros agradecimentos ao professor William de Souza pela disposição constante em orientar e tirar dúvidas, e ao Dr. Richard Kramer por sua contribuição valiosa pelos objetos simuladores virtuais.

Ao meu irmão Eduardo por sempre acreditar e mim, me incentivar e apoiar. Ao meu irmão Eder, minha cunhada Rochele, sobrinhos Maria Eduarda e Gabriel por todo carinho e incentivo.

Agradeço minha filhinha de quatro patas Cacau, pela companhia, carinho, e por me trazer tanta paz em muitos momentos difíceis.

Agradeço a querida amiga Samara Pavan pela amizade, por todo conhecimento compartilhado, pela generosidade, paciência, dedicação a tudo que faz, e por ter sido uma companheira maravilhosa em minha vida.

Aos meus companheiros de trabalho da UAI Martins, que me apoiaram, ajudaram e por todo incentivo, em especial agradeço minhas coordenadoras Eliane Arantes, Ludmila Miquelino, e aos amigos Carla Rosane e José Roberto.

Agradeço aos meus amigos do Hospital do Câncer que acreditaram em mim, e me socorreram quando me ausentava, ao carinho e incentivo daqueles que compartilharam de perto minhas dificuldades. E em especial aos Físicos Médicos Marcio Alves e Humberto Galvão por serem profissionais inspiradores, dedicados e por todo o conhecimento compartilhado.

Gratidão aos meus amigos Victor Luiz e Wallison Dutra por todo carinho, ajuda, palavras de incentivo, e apoio.

Obrigada aos companheiros de trajetória Otávio e Monique que foram muito importantes no meu aprendizado.

A Universidade Federal de Uberlândia, em especial, ao Núcleo de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica PPGEB, muito obrigada pela oportunidade.

A todos os meus amigos e familiares que souberam entender minha ausência, e mesmo assim me incentivaram e estiveram na torcida pelo meu sucesso. Muita gratidão!

“Consagre ao Senhor tudo o que você faz, e os seus planos serão bem sucedidos.”

Provérbios 16:3

RESUMO

Existe uma preocupação com as doses de radiação recebidas já no início da vida, já que crianças têm alta probabilidade para desenvolver doenças relacionadas à radiação ionizante. As radiografias de tórax e abdome representam 75% dos procedimentos diagnósticos feitos enquanto os recém-nascidos estão internados em uma Unidade de Tratamento Intensivo Neonatal (UTI Neonatal). Neste trabalho foram construídos cenários típicos de UTI Neonatal, sendo incorporados dois simuladores antropomórficos virtuais pediátricos hermafroditas, representando o recém-nascido (RN) examinado e o RN internado no leito vizinho. Foi utilizada simulação computacional, com o código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0, para avaliação das doses equivalentes e doses efetivas. Foram simulados 16 cenários com os simuladores virtuais dentro da incubadora, na posição de decúbito dorsal, na projeção antero-posterior com o equipamento móvel de raios X no leito, a uma distância de 100 cm, utilizando as seguintes tensões no tubo: 45 kV, 50 kV, 60 kV e 70 kV. Os tamanhos de campo utilizados foram: 18×24 cm², 24×30 cm², 30×30 cm² e 40×40 cm², ângulo anódico de 12⁰, filtração de 2,3 mm Al e 0.8 mm Be, e tubo de raios X com alvo de Tungstênio. Os resultados mostraram que a dose efetiva aumentou conforme foi aumentada a tensão no tubo de raios X e, também, com o aumento do tamanho de campo de radiação; isso aconteceu para os dois RN. O tamanho de campo 18×24 cm² foi responsável pelos menores valores de dose, e isso demonstra a importância de uma colimação correta. Para o RN examinado, o maior valor de dose efetiva foi para o tamanho de campo 40x40 cm² e para uma tensão no tubo de 70 kV, e os órgãos que receberam os maiores valores de doses equivalentes foram pele, cólon, tireoide, esôfago e bexiga. O RN no leito vizinho apresentou o resultado de dose efetiva de 5,09E-03 μSv (1,41%) que, de acordo com as recomendações internacionais está dentro dos limites anuais para indivíduos do público (1 mSv/ano), porém recomenda-se sempre que possível, o rodízio dos leitos e/ou deslocamento e proteção das incubadoras a fim de otimizar as doses recebidas.

Palavras-chave: Simulação Monte Carlo, UTI Neonatal, radiologia pediátrica, simuladores antropomórficos virtuais.

ABSTRACT

There is a concern about the radiation doses received early in life, as children are at high risk for developing diseases linked to radiation exposure. Chest and abdomen radiographs represent 75% of the diagnostic procedures performed while the newborns are admitted to a Neonatal Intensive Care Unit (NICU). In this work, typical NICU scenarios were constructed and two hermaphroditic pediatric anthropomorphic virtual phantoms were used, representing the examined newborn (NB) and the NB hospitalized in the neighboring bed. Computational simulation was used, with MCNPX 2.7.0 radiation transport code, to evaluate the equivalent and effective doses, 16 scenarios were simulated with the virtual phantoms inside the neonatal intensive care incubator, in the supine position, in the antero-posterior projection, with the mobile X-ray equipment, at a distance of 100 cm, and operating using the following tube voltages: 45 kV, 50 kV, 60 kV and 70 kV. The radiation field sizes used were: 18×24 cm², 24×30 cm², 30×30 cm² and 40×40 cm², anodic angle of 12⁰, total filtration of 2.3mmAl and 0.8 mm Be, and X-ray tube with Tungsten target. The results showed that the effective dose increased as tube voltage increased, and this also occurred as the radiation field size increased; this fact happened for both newborns. The 18×24 cm² field size was responsible for the lowest dose values, and this demonstrates the importance of rigorous collimation. For the examined NB, the highest effective dose value was for the 40x40 cm² field size and 70 kV tube voltage, and the organs that received the highest equivalent dose values were skin, colon, thyroid, esophagus and bladder. The NB in the neighboring bed showed the result of an effective dose of 5.09E-03 μSv (1.41%), and according to the international recommendations is within the annual limits for members of the public (1 mSv/year); however it is recommended whenever possible to move the beds and/or move and protect the neonatal intensive care incubator in order to reduce the doses received.

Keywords: Monte Carlo simulation, NICU, pediatric radiology, virtual anthropomorphic phantoms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.3.1: Raios X de Tórax e abdome de um RN com equipamentos de manutenção a vida conectados (cateteres, sondas e monitores [Imagem adaptada de LACEY <i>et al.</i> , 2010]	24
Figura 2.4.1: Equipamento de raios X portátil Philips, Modelo Aquilla Plus 300 [Imagem adaptada de XTEC, 2020]	26
Figura 2.4.2: Incubadora Datamed, modelo Vision Advanced 2286. [Imagem adaptada de DATAMED, 2020].....	28
Figura 2.14.1: Esquema mostrando a evolução do Sistema Gastrointestinal, desde o modelo estilizado (a), depois o objeto simulador baseado em voxel (b) e, por último, o modelo híbrido (c) [Imagem adaptada de ZAIDI <i>et al.</i> , 2009].....	39
Figura 3.2.1: Objeto simulador antropomórfico virtual utilizado neste trabalho para representar o RN: superfície (a), esqueleto (b), crânio (c), órgãos (d) e nódulos linfáticos (e) [Figura retirada de CASSOLA <i>et al.</i> , 2013].....	40
Figura 3.6.1: Vista superior da UTI Neonatal mostrando a localização das incubadoras e equipamento de Raios X portátil, sendo: 1) Incubadora com RN no leito vizinho, 2) Incubadora com o RN examinado, 3) RN examinado, 4) Equipamento de raios X móvel, 5) Armários, 6) Porta de entrada da UTI Neonatal, 7) Parede divisória, 8) Porta de entrada da área isolada, 9) Área isolada, 10) Janelas de vidro [Fonte: Autora].....	43
Figura 3.6.2: Incubadoras posicionadas a 85 cm de distância uma da outra, e equipamento de Raios X portátil posicionado para realização do exame, sendo: 1) Tubo de raios X, 2) Colimador, 3) Braço móvel, 4) RN examinado, 5) Colchão, 6) Borda da incubadora, 7) Incubadora com o RN no leito vizinho, 8) Tampa acrílica, 9) Gerador de energia do aparelho de raios X móvel, 10) Armário [Fonte: Autora].....	44
Figura 3.6.3: Detalhes da incubadora com RN examinado e incubadora com RN no leito vizinho, e o equipamento de raios X posicionado para a realização do exame, sendo: 1) Tubo de raios X, 2) Colimador, 3) Braço móvel, 4) RN examinado, 5) Base da incubadora, 6) Tampa acrílica da incubadora, 7) Gerador de energia do aparelho móvel, 9) Armários [Fonte: Autora].....	46

Figura 4.1.1: Valores de dose efetiva (μSv) para o RN examinado para diferentes tamanhos de campo de radiação e para as quatro tensões aplicadas no tubo.....	49
Figura 4.1.2: Valores de dose equivalente (μSv) para o RN examinado para diferentes tamanhos de campo de radiação e tensão no tubo de 60 kV para os órgãos: cérebro, lente dos olhos, pele e gônadas.....	52
Figura 4.2.1: Valores de dose efetiva (μSv) para o RN do leito vizinho para diferentes tamanhos de campo de radiação e para as quatro tensões aplicadas no tubo.....	54
Figura 4.2.2: Valores de dose equivalente (μSv) para o RN no leito vizinho para diferentes tamanhos de campo e para a tensão no tubo de 70 kV para os órgãos: medula óssea, demais tecidos, superfície óssea, e pele.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.7.3.1. Limites de doses para indivíduos ocupacionalmente exposto (IOE) e do público estabelecidos pela ICRP 103 [ICRP 103, 2007].....	32
Tabela 2.10.2.1. Fatores de peso tecidual (w_T) de órgãos e tecidos de acordo com sua radiosensibilidade, e relevância dosimétrica [ICRP 103, 2007].....	35
Tabela 4.1.1: Estudos dosimétricos experimentais e teóricos para determinação da dose efetiva considerando um RN.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Projeção ântero-posterior
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CC	Coefficientes de Conversão
DFD	Distância foco-filme
E	Dose efetiva
EPI	Equipamento de Proteção Individual
Gy	<i>Gray</i>
H_T	Dose equivalente
ICRP	<i>Internacional Commission on Radiological Protection</i>
IOE	Indivíduo ocupacionalmente exposto
MCNP	Monte Carlo N-Particle
MCNPX	Monte Carlo N-Particle eXtended
MeV	Megaelétron-volt
mGy	Miligray
MMC	Método Monte Carlo
mSv	Milisievert
μSv	Microsievert
NR	Norma Regulamentadora
ORNL	Laboratório Nacional de Ridge
P_{ab}	Perímetro abdominal
PC	Perímetro cefálico
PKA	Produto kerma-área
PT	Perímetro torácico
RN	Recém-nascido
Sv	<i>Sievert</i>
UTI	Unidade de Tratamento Intensivo
w_T	Valor de ponderação tecidual para cada órgão

SUMÁRIO

1. CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	17
1.1 Introdução.....	17
1.2 Objetivos.....	19
1.2.1 Objetivo principal.....	19
1.2.2 Objetivos específicos.....	20
2. CAPÍTULO 2: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 O Recém-nascido.....	21
2.2 UTI neonatal.....	22
2.3 Raios X no Leito na UTI Neonatal.....	23
2.4 Fatores técnicos Radiográficos.....	25
2.5 Radiação ionizante.....	28
2.6 Proteção Radiológica.....	29
2.7 Princípios Básicos de Proteção Radiológica.....	31
2.7.1 Justificação.....	31
2.7.2 Otimização.....	31
2.7.3 Limitação de dose individual	31
2.8 Interação da radiação com a matéria.....	32
2.8.1 Efeito Fotoelétrico.....	32
2.8.2 Efeito Compton.....	33
2.9 Meios de Proteção Radiológica.....	33
2.9.1 Tempo.....	33
2.9.2 Distância.....	33
2.9.3 Blindagem.....	33
2.10 Grandezas dosimétricas.....	34
2.10.1 Dose equivalente.....	34
2.10.2 Dose efetiva.....	34
2.11 Radiobiologia.....	35
2.12 Efeitos causados pela radiação no organismo.....	36
2.12.1 Reação Tecidual.....	36
2.12.2 Efeito Estocástico.....	36
2.12.3 Risco Fetal.....	36

2.12.4 Efeitos somáticos.....	36
2.12.5 Efeitos genéticos.....	37
2.13 Método Monte Carlo.....	37
2.14 Simuladores antropomórficos virtuais.....	37
2.15 Simuladores antropomórficos computacionais pediátricos.....	39
3. CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
3.1 Código de transporte de radiação MCNPX (versão 2.7.0).....	40
3.2 Objeto simulador antropomórfico pediátrico.....	40
3.3 Produto Kerma- Área (PKA).....	41
3.4 Coeficientes de conversão (CC).....	41
3.5 Construção do cenário virtual.....	42
3.6 Geometria da sala.....	43
4. CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	48
4.1- Avaliação da exposição do RN examinado.....	48
4.2- Avaliação da exposição do RN no leito vizinho.....	53
5. CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES.....	57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	59
APÊNDICE A.....	68
APÊNDICE B.....	72

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

1.1- Introdução

Os seres humanos são expostos diariamente à radiação ionizante, proveniente de fontes naturais e artificiais. Deve-se, portanto, levar em consideração a necessidade de realizar exames radiológicos como método diagnóstico. Neste sentido este trabalho demonstra a preocupação com as doses de radiação ionizante recebidas pelos pacientes já no início da vida, pois podem ser submetidos a inúmeros exames de raios X de tórax e abdome, enquanto internados em uma Unidade de Tratamento Intensivo Neonatal (UTI Neonatal) [FREITAS, NACIF, 2003; ÁLVARES *et al.*, 2006; SANTOS, MAIA, 2009].

Os exames de raios X no leito representam um dos procedimentos mais solicitados em UTI, sendo uma ferramenta muito eficaz no diagnóstico de doenças de forma rápida, além de serem um grande aliado para a conclusão e tomada de conduta clínica [JONES *et al.*, 2001; FREITAS, NACIF, 2003; ÁLVARES *et al.*, 2006; SANTOS *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2013; VILA-CHAN *et al.*, 2014].

Crianças têm risco elevado para desenvolver doenças relacionadas à exposição à radiação, como neoplasias, comparando com os adultos, uma vez que elas possuem uma expectativa de vida maior que adultos, e também por estarem em constante crescimento. Seus órgãos são mais radiosensíveis aos danos causados pela radiação. Sendo assim, a chance de uma criança desenvolver algum tipo de neoplasia é de aproximadamente duas ou três vezes maior que em adultos [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011]. Nas unidades de UTI Neonatal, onde os recém-nascidos (RN) se encontram em condições clínicas críticas, a solicitação de inúmeras radiografias pode aumentar o risco advindo do uso de radiações ionizantes [LACERDA *et al.*, 2008; ALZEN, BENZ-BOHM, 2011; BOUAOUN *et al.*, 2015].

As radiografias de tórax e abdome representam 75% dos procedimentos diagnósticos feitos em RN na maioria dos hospitais [LACERDA *et al.*, 2008; JONES *et al.*, 2001; BUNICK *et al.*, 2016], e são realizados na admissão em UTI, como rotina de monitoramento para diagnosticar, documentar e acompanhar o curso de uma doença, elevando consideravelmente a exposição à radiação dos RN [TOCINO *et al.*, 1999; ÁLVARES *et al.*, 2006; JONES *et al.*, 2001].

Não existe um consenso médico com relação às rotinas de prescrição de exames de raios X em UTI Neonatal, e a percepção pessoal de cada profissional com relação à importância do exame varia muito dependendo da sua experiência ou especialidade. De acordo com SOUZA *et al.* (2013), alguns autores defendem a utilidade de forma rotineira e diária, muitas vezes tratando o exame de forma banal. Com isso, torna-se muito importante reduzir o número de exames feitos seguindo esse tipo de critério [SOUZA *et al.*, 2013; HOGAN *et al.*, 2018].

Deve-se levar em consideração que os RN com tempo de gestação menor irão passar muito tempo na UTI e serão expostos a vários procedimentos diagnósticos. Além das radiografias simples, eles poderão precisar de algum exame mais especializado com o uso de contraste, caso seja preciso visualizar o trato gastrointestinal, ou urinário, ou mesmo ser submetido a uma tomografia computadorizada. VACHHARAJANI *et al.* (2013) fizeram um alerta sobre esse fato, pois as doses de radiação, utilizando um exame mais sofisticado, serão mais altas. Ainda, algumas complicações da prematuridade poderão acompanhar essa criança, fazendo-se necessário um acompanhamento diagnóstico ao longo de sua vida [HOGAN *et al.*, 2018; VACHHARAJANI *et al.*, 2013].

Crianças também são expostas à radiação nos casos de violência. Quando há suspeita de abuso físico, pesquisas esqueléticas são realizadas, pois as fraturas ósseas são uma das formas mais comuns de lesões, após os hematomas e queimaduras em tecidos moles. Nesta situação, devem ser realizadas radiografias de todo esqueleto, e serem repetidas a qualquer momento para acompanhamento do quadro, ou novas pesquisas, além de exames de tomografia computadorizada, o que faz com que sejam expostas a altas doses de radiação [FERREIRA *et al.*, 2001; MINAYO, 2001; HAMPEL, PACOAL, 2018; PICINI *et al.*, 2017].

Outra preocupação é o impacto da radiologia digital nas doses de radiação, onde os sistemas de digitalização de imagem deveriam possibilitar uma redução de até 90% da dose de radiação nas crianças, se utilizado da maneira correta, porém, na prática, nem sempre isso ocorre, devido às características inerentes aos detectores utilizados ou pela falta de cuidados e uso inadequado dos parâmetros de execução do exame por parte dos profissionais. A radiologia digital permite a manipulação das imagens, permitindo fazer a compensação das imprecisões técnicas de exposição, como cortar, corrigir as imagens, ajustar o brilho e contraste [BONTRAGER, LAMPIGNANO, 2006; CARVALHO *et al.*,

2007; ALZEN, BENZ-BOHM, 2011; SCHMIDT, PAULA, 2011; SOUZA *et al.*, 2013; ALBUQUERQUE *et al.*, 2016].

Estudos feitos por VILA-CHAN *et al* (2014) demonstram a importância do uso correto das tensões no tubo de raios X e a correta solicitação dos exames, levando em conta o risco e o benefício. Neste sentido, é muito importante considerar o princípio da proteção radiológica, justificção, que vai fazer um balanço entre os benefícios e os possíveis detrimntos causados pelo uso da radiação ionizante [BONTRAGER, 2003; LACERDA *et al.*, 2008; VILA-CHAN *et al.*, 2014; ARAMESHA *et al.*, 2017].

Neste trabalho foi avaliada computacionalmente a exposiçõ à radiação ionizante durante os procedimentos de raios X no leito de RN internados em uma UTI Neonatal, considerando a técnica radiográfica aplicada durante cada exame e os tamanhos de campos utilizados.

Esta pesquisa utilizou uma ferramenta de fundamental importância para os cálculos de energia depositada e de dose absorvida, entre outras grandezas de interesse para esta pesquisa, que é o Método Monte Carlo (MC) [YORIYAZ, 2009; PELOWITZ, 2011]. Por ser um código que apresenta um método estatístico, empregado para o cálculo do transporte de radiação na matéria, também permite avaliar a dose em procedimentos diagnósticos, como nos raios X no leito, sem a necessidade de adotar procedimentos invasivos.

1.2- Objetivos

1.2.1- Objetivo Principal

O objetivo principal deste trabalho é determinar computacionalmente os valores de dose equivalente e efetiva para RN em uma UTI Neonatal. Para isso, o método Monte Carlo foi empregado para determinação dos coeficientes de conversão de dose equivalente ($CC[H_T]$) e dose efetiva ($CC[E]$) para o RN examinado e o RN no leito vizinho, em uma unidade de UTI Neonatal, utilizando diferentes tensões no tubo e tamanhos de campos de radiação variados.

1.2.2- Objetivos específicos

- i) Determinação dos valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$, pelo Método Monte Carlo, com o código MCNPX v.2.7.0 [PELOWITZ, 2011], para RN internados em uma UTI Neonatal;
- ii) Determinação dos valores de dose absorvida nos diferentes órgãos e tecidos dos objetos simuladores antropomórficos virtuais hermafroditas pediátricos;
- iii) Determinação da influência do uso de diferentes tensões no tubo nas doses recebidas pelos RN;
- iv) Determinação da influência do uso de diferentes tamanhos de campo de radiação nas doses recebidas pelo RN;
- v) Avaliação dos resultados e comparação com a literatura.

CAPÍTULO 2: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1- O Recém-nascido

A neonatologia é uma especialidade definida como a “arte e a ciência do diagnóstico e o tratamento dos distúrbios do RN”, dedicada à pesquisa clínica e assistência ao recém-nascido com finalidade de reduzir a mortalidade e morbidade perinatal [MORAES-FILHO *et al.*, 2017].

No Brasil, nos últimos 20 anos, houve um grande desenvolvimento na área da neonatologia, pois a atenção e o cuidado com a criança em todo o mundo é recente, e seu papel na sociedade era ignorado, não existindo estudos a respeito da medicina das crianças até 1945. Somente nos séculos XV e XVI o RN passa a ter sua existência reconhecida. Lentamente foram surgindo estudos motivados pelo alto número de mortes e as doenças que ocorriam no período neonatal. Por isso, a importância de estudos em torno da neonatologia se tornaram muito relevantes [BARBOSA, 2004; LEITE *et al.*, 2011].

Ficam internados na UTI Neonatal, os RN que necessitem de cuidados intensivos até completarem 29 dias e 59 minutos, e isso incluem as crianças que nasceram no período de gestação normal e, necessitem de cuidados, ou prematuros, que de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) são RN que nasceram com menos de 37 semanas de gestação, independente do peso ao nascer, pois ainda não se encontram amadurecidos o suficiente para a vida fora do útero [LEITE *et al.*, 2011].

Os RN apresentam estrutura anatômica distinta, em contínuo desenvolvimento para que seus órgãos consigam se adaptar ao novo meio em que se encontram. Suas características físicas, proporções corporais e formato do corpo são importantes devido às necessidades adaptativas exigidas nesta fase [TAVANO, 2008].

Os RN não prematuros ao nascer possuem uma estatura média que varia de 48 a 53 cm e o peso entre 2.700 e 3.800 g. O perímetro cefálico (PC) varia entre 32 e 36 cm, o perímetro torácico (PT) é em torno de 33 cm e o perímetro abdominal (P_{ab}) tem em média 35 cm [LEITE *et al.*, 2011]. Os membros inferiores e superiores possuem tamanho proporcional até os 2 anos de idade [TAVANO, 2008].

2.2- UTI Neonatal

A UTI Neonatal é um local reservado para tratamento de prematuros e recém-nascidos, que apresentam algum tipo de problema ao nascer. Eles podem ficar internados para se desenvolverem, até atingirem 34 a 35 semanas de idade gestacional, ou até conseguirem respirar e deglutir sozinhos [MOREIRA *et al.*, 2003]. Porém, em casos de patologias, um dos principais motivos de internação em UTI Neonatal são as patologias que causam dificuldade respiratória e que diretamente influenciam na necessidade básica de oxigenação para manutenção da vida [LEITE *et al.*, 2011].

De acordo com a Portaria GM/MS nº 930/2012, são seguidos alguns critérios para a admissão e a permanência na UTI Neonatal, que estão de acordo com os níveis de complexidade e necessidade clínica, tais como: crescimento fetal retardado, prematuridade, gestação prolongada, asfíxia ao nascer, síndrome do desconforto respiratório e de aspiração meconial, pneumonia congênita, hemorragia pulmonar originada no período neonatal, infecções específicas, hemorragia intracraniana não traumática, icterícia neonatal, e diversos transtornos relacionados ao metabolismo e ao funcionamento de todos os órgãos [MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006].

Os procedimentos de radiodiagnóstico dentro da UTI Neonatal devem ser realizados de forma a promover um atendimento humanizado e de qualidade, levando em consideração a recente mudança de ambiente, pós-saída do útero para o leito da UTI. Um estudo feito por MENON *et al.* (2008) afirmou que o fluxo de pessoas, os ruídos causados pela movimentação dos equipamentos de suporte à vida, a movimentação da incubadora e do equipamento de raios X móvel causam os ruídos mais incômodos aos RN [MENON *et al.*, 2008].

Portanto, esta rotina do RN em uma UTI Neonatal provoca irritação, prejuízo ao sono, fadiga, choro, aumento da pressão intracraniana, que podem prejudicar severamente o desenvolvimento sensorial, como audição e linguagem. Durante o exame de raios X, a iluminação feita para alinhamento do raio central pode prejudicar o desenvolvimento da retina, e, portanto, a agilidade e a otimização do profissional na execução do exame são importantes a fim de não haver repetição do exame, o que contribuiria para um aumento de dose de radiação no RN e, também, a possibilidade de prejudicar o desenvolvimento da retina [MENON *et al.*, 2008].

2.3- Raios X no Leito na UTI Neonatal

O exame radiológico do tórax é o exame mais solicitado em pediatria, devido à facilidade de realização e a sua importância para o diagnóstico e acompanhamento clínico [BUNICK *et al.*, 2016]. Em muitos centros hospitalares, quando o RN chega à UTI Neonatal, é realizado um exame de raios X, com uma incidência do tórax e abdome em projeção AP (ântero-posterior) no leito, a fim de ter informações necessárias para decisão de conduta. De acordo com ÁLVARES *et al.* (2006), em alguns locais, é comum incluir o abdome durante a rotina, pois dessa forma é possível avaliar anormalidades e visualizar ar nas alças intestinais, que pode comprometer a evolução respiratória [JONES *et al.*, 2001; FREITAS, NACIF, 2003; SANTOS, MAIA, 2009; SANTOS *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2013; VILA-CHAN *et al.*, 2014; CREALEY *et al.*, 2018].

A avaliação do perfil do tórax só será solicitada quando houver alguma indicação clínica. Os exames são realizados a fim de avaliar alterações ósseas em tórax e abdome, após procedimentos, e principalmente a fim de avaliar a localização de equipamentos usados para ventilar, hidratar e monitorar, como posicionamento de sonda naso-gástrica, tubo endotraqueal, cateteres umbilicais arteriais e venosos, ou em casos de radiografias para diagnosticar, documentar e acompanhar o curso de uma doença [TOCINO *et al.*, 1999; ÁLVARES *et al.*, 2006; SOUZA *et al.*, 2013]. A Figura 2.3.1 mostra um exemplo de um exame de raios X de tórax e abdome de um RN, com alguns equipamentos de manutenção à vida.

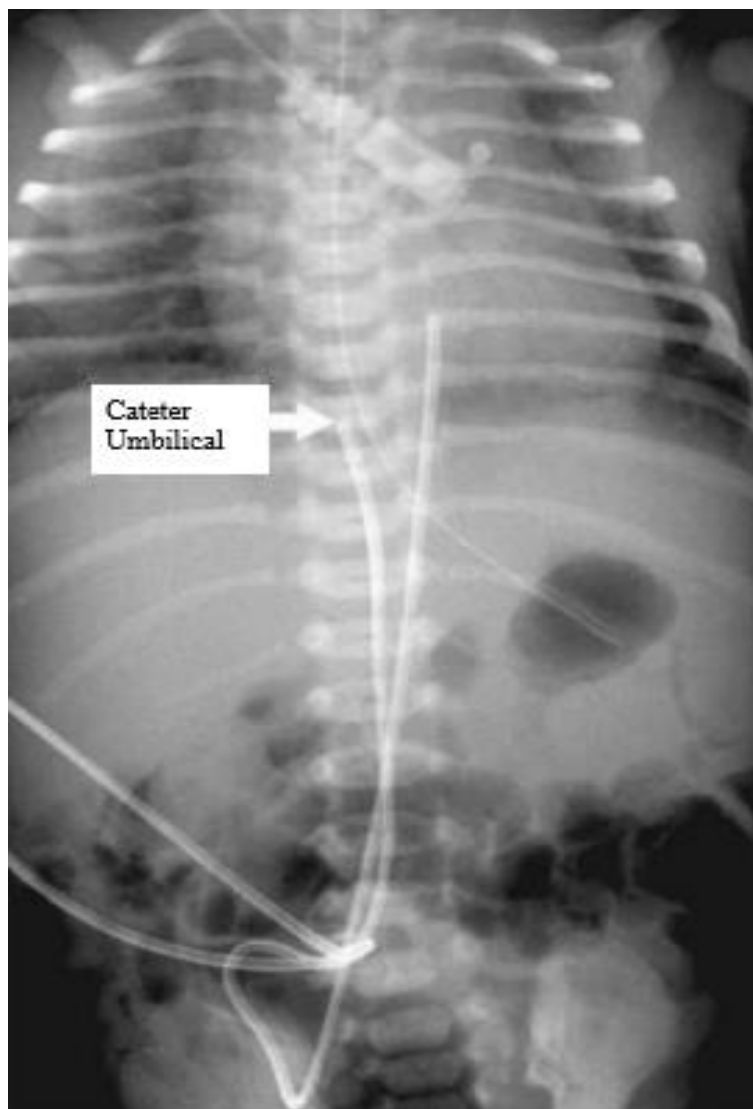


Figura 2.3.1: Raios X de tórax e abdome de um RN com equipamentos de manutenção à vida conectados (cateteres, sondas e monitores) [Imagem adaptada de (LACEY *et al.*, 2010)].

Os RN sofrem constante mudança nos órgãos internos torácicos, abdominais e arcabouço ósseo, e as imagens médicas podem fornecer informações importantes sobre o desenvolvimento e idade gestacional da criança, assim como, também, mostrar o curso da movimentação do ar dentro do estômago, cavidade intestinal e reto, quando há necessidade de relacionar as horas de vida do RN [ÁLVARES *et al.*, 2006].

2.4- Fatores técnicos radiográficos

As radiografias de tórax e abdome no leito devem seguir um padrão de qualidade técnica, a fim de evitar repetições e um falso diagnóstico. Para isto, deve-se usar fatores técnicos (tensão e corrente no tubo) que permitam a visualização correta dos parâmetros ósseos, grau de aeração pulmonar e diferenças de densidades entre as estruturas anatômicas abdominais [ÁLVARES *et al.*, 2006].

As condições clínicas dos RN internados em UTI impedem sua locomoção até as salas apropriadas para realização dos exames de raios X; sendo assim, há necessidade desses exames serem realizados no próprio leito, sem ocasionar transtornos ou prejudicar a conduta para a manutenção da vida da criança. Por este motivo, o exame é realizado no próprio leito utilizando um equipamento de raios X portátil [SANTOS e MAIA, 2010; VODOVATOV *et al.*, 2020].

O equipamento de raios X móvel ou portátil possui características semelhantes á de um equipamento fixo, sendo que ambos apresentam gerador de alta potência, ajustes das técnicas utilizadas e seleção automática dos parâmetros de exposição. Porém, os equipamentos de raios X portáteis apresentam mobilidade total para serem usados em pequenos espaços, como salas de emergência, centros cirúrgicos, UTI e salas de pós-operatório, tornando-se fundamentais para aplicações de rotina fora da unidade radiológica [XTEC, 2020]. A Figura 2.4.1 mostra a imagem de um equipamento de raios X portátil da marca Philips, com indicação de seus principais componentes.

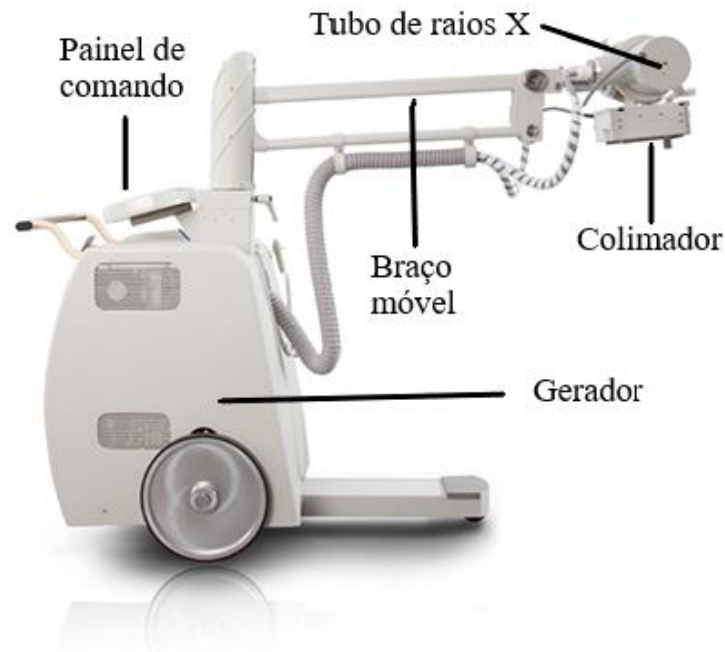


Figura 2.4.1: Equipamento de raios X portátil Philips, Modelo Aquilla Plus 300
[Imagem adaptada de (XTEC, 2020)].

Em um exame de raios X, a projeção mais comum em crianças é a ântero-posterior (AP), devido a medula óssea hematopoiética (vértebras, costelas, escapulas) estar localizada na parte posterior do corpo. Além disso, as crianças precisam estar no melhor posicionamento possível, fixos, e na maioria das vezes, devido aos dispositivos de manutenção à vida, deve-se tomar cuidado para que durante o procedimento estes dispositivos não sejam desconectados [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011].

O raio central deve ser posicionado na linha dos mamilos, no nível das vértebras T6, T7, sendo indicado elevar os braços da criança para evitar a projeção das escápulas nos ápices pulmonares, o que evita que eles sejam irradiados, caso a colimação não esteja adequada [SOUZA *et al.*, 2013]. Outro fato importante é a repetição de exames, que ocorre devido a fatores humanos ou causas inerentes aos equipamentos com consequente aumento da dose de radiação absorvida pelo paciente [GONÇALVES *et al.*, 2013].

Para manter o RN nestas condições, com elevação dos braços, o ideal é não envolver ninguém para segurá-los, fixando os braços e pernas com acessórios feitos de tecido pela própria equipe de enfermagem. Caso seja estritamente necessário alguém para conter o RN, quem deve segurar a criança são os pais vestidos com Equipamento de Proteção

Individual (EPI). Porém, na maioria das vezes, devido às condições em que o RN se apresenta, o exame é realizado com os braços para baixo, a fim de evitar incômodos ou o risco de desconectar os acessórios de manutenção da vida da criança [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011].

Durante o exame de raios X, o RN deve ficar o mais próximo possível do filme para evitar alargamento e distorção da imagem, e no momento do disparo deve estar com inspiração máxima, pois a imagem feita na fase de expiração pode ocasionar um falso diagnóstico de aumento da área cardíaca [SOUZA *et al.*, 2013]. No entanto, como os RN possuem maior frequência cardíaca e não respondem a comandos verbais, as imagens nem sempre terão um padrão de qualidade ideal, sendo necessário muito conhecimento da equipe médica para fazer a avaliação da imagem [BRINDHABAN, AL-KHALIFAH, 2004].

A colimação do feixe de radiação é de extrema importância, e deve ser feita criteriosamente de acordo com a área examinada, para reduzir a radiação primária e espalhada. A distância foco-filme (DFF) usada é de 100 cm; a distância recomendada para o profissional que executa o exame é de no mínimo 100 cm de distância do RN [BONTRANGER, 2003; ÁLVARES *et al.*, 2006].

O profissional deve estar vestido com EPI (avental de chumbo e protetor de tireoide), além disso, é muito importante a orientação de todos os profissionais e visitantes, presentes na sala durante o exame, sobre os riscos envolvidos do uso da radiação ionizante [BONTRANGER, 2003; SANTOS e MAIA, 2010].

O exame é realizado com o RN dentro da incubadora, pois ela apresenta todas as características necessárias para o conforto e manutenção da vida, como controle de temperatura, ar, umidade, oxigênio, pressão, pulso e batimento cardíaco. A incubadora também possui balança incorporada e possibilidade de movimentação do leito [DATAMED, 2020]. A Figura 2.4.2 mostra a imagem de uma incubadora com a indicação dos seus principais componentes.



Figura 2.4.2: Incubadora Datamed, modelo Vision Advanced 2286 [Imagem adaptada de (DATAMED, 2020)].

O método padrão para a realização do exame é posicionar o chassi abaixo do tórax do RN, levantando-o, mas, atualmente, as incubadoras incorporaram em sua estrutura uma gaveta embaixo do colchão, onde o chassi radiográfico pode ser colocado, sem a necessidade de levantar o RN [BONTRANGER, 2003; SOUZA *et al.*, 2013; DATAMED, 2020].

2.5- Radiação ionizante

A radiação X foi descoberta em novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, físico alemão da Universidade de Würzburg, e desde então sua utilização tem desempenhado um papel de extrema importância, gerando inúmeros benefícios para a humanidade, com incrível potencial em variadas aplicações médicas. Porém, com esta descoberta, também surgiram os primeiros efeitos biológicos danosos das radiações ionizantes, levando à necessidade de controlar o uso das radiações ionizantes por meio dos princípios da proteção radiológica [FREITAS, NACIF, 2003; TURNER, 2005].

Os raios X são ondas eletromagnéticas que possuem pequeno comprimento de onda e alto poder de penetração, suficiente para que sua energia ionize os átomos, e possam ser transmitidos, absorvidos ou espalhados pela matéria, dependendo de sua energia [FREITAS, NACIF, 2003; BONTRANGER, 2003; NAVARRO *et al.*, 2008].

2.6- Proteção Radiológica

Logo após a descoberta da radiação foram notados os efeitos biológicos nas mãos dos médicos radiologistas e queda de cabelo de pacientes irradiados. O primeiro caso de câncer foi relatado em 1902 e, em seguida, descobriu-se que a radiação causava danos nas células germinativas. Desde então, estudos são conduzidos para reduzir os efeitos nocivos das radiações ionizantes e potencializar seus benefícios [SEARES e FERREIRA, 2002].

Foram necessários vários anos para que os danos causados pela radiação, como o efeito tardio, pudessem ser observados, e, em 1897, foi publicado um estudo de 23 casos de danos provocados pelos raios X, pois, até então, só os danos imediatos eram observados [NAVARRO *et al.*, 2008].

A utilização da radiação ionizante deve ser sempre bem pautada, quanto ao seu uso para fins diagnósticos ou terapêuticos, de modo a evitar exposições desnecessárias ao paciente, à equipe médica ou ao público. Deve-se, assim, garantir que os limites de dose para indivíduos do público ou equipe médica estejam de acordo com a legislação vigente, e que o princípio ALARA “*tão baixas quanto razoavelmente exequíveis*” [ICRP 60, 1991] norteie as ações de redução de dose [SANTOS e MAIA, 2009; CNEN, 2014; MS/ANVISA, 2019]. Por ser a principal fonte artificial de radiação à que o ser humano está exposto, o uso de raios x deve ser sempre precedido pela avaliação de risco *versus* benefício [LACERDA *et al.*, 2008; SANTOS, MAIA, 2009; LIMA, MONTEIRO, 2011].

A utilização dos equipamentos móveis dentro das UTI é constante, e normalmente essas unidades ficam sempre com o número de pacientes em lotação máxima. Como não é possível remover esses pacientes no momento da execução de exames, a radiação espalhada, proveniente do paciente examinado, alcança os leitos vizinhos [SANTOS e MAIA, 2009; ARAMESHA *et al.*, 2017].

Nesse sentido, pensando em proteção radiológica e levando-se em consideração fatores econômicos, sociais e, também, as dificuldades e possíveis problemas que a remoção desses pacientes poderia causar, torna-se justificável a realização de exames no leito, para que o paciente não fique sem o correto diagnóstico, mesmo em condições de superlotação [SANTOS, MAIA, 2009]. Esse fato é regulamentado pelo Art. 60 da RESOLUÇÃO - RDC 330 [MS/ANVISA, 2019].

O número de especialidades diagnósticas tem-se ampliado, e sem dúvida traz inúmeros benefícios à sociedade. Muitos destes procedimentos apresentam doses relativamente baixas, porém essas doses inicialmente inofensivas, combinadas com vários outros procedimentos, e várias repetições, apresentam um risco potencial tanto para o paciente quanto para o público, se não forem seguidas as recomendações de proteção radiológica [SANTOS, MAIA, 2009].

Mesmo com o uso das doses de radiação sendo pautadas pelo princípio ALARA [ICRP 60, 1991], ainda há necessidade de criação de protocolos que não interfiram na qualidade da imagem, para diminuir essa exposição, já que ela é cumulativa, e não é possível saber com precisão os danos que podem causar ao longo do tempo. Isto é mais grave ainda quando são considerados pacientes pediátricos, que têm uma longa expectativa de vida [LIMA, MONTEIRO, 2011]. Por esse motivo, se possível, seria adequado usar exames em que não se utiliza radiação ionizante, como a ultrassonografia ou a ressonância magnética para pacientes pediátricos [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011].

A falta das boas práticas nos procedimentos médicos que envolvem radiação ionizante tem um impacto nos riscos imediatos e futuros a que as crianças são expostas, e essa conscientização é de extrema importância, desde a solicitação do exame, que sempre deve ser justificada, até a sua realização, com a adoção de técnicas radiográficas apropriadas para pacientes pediátricos [VALENTE *et al.*, 2012]. Os profissionais envolvidos devem ter conhecimento dos riscos e orientar os pais e a equipe quanto à radioproteção; para isto, devem ser oferecidos a toda equipe que trabalha em área controlada, cursos de capacitação permanente, trazendo como foco os meios e os princípios da proteção radiológica [FLÔR, 2006].

2.7- Princípios Básicos de Proteção Radiológica

São princípios de proteção radiológica que fornecem as diretrizes básicas para as atividades operacionais que utilizam radiação ionizante.

2.7.1- Justificação

Toda prática que utiliza radiação ionizante deve produzir benefícios para os indivíduos ou sociedade, levando em conta os fatores econômicos e sociais, justificando, assim, que seu uso então acarretará em benefícios diagnósticos ou terapêuticos. O princípio da justificação tem como objetivo prevenir ou buscar diminuir sempre os efeitos genéticos e somáticos causados pelo uso da radiação [TAUHATA *et al.*, 2013; CNEN, 2014].

2.7.2- Otimização

As exposições devem ser realizadas de tal forma a diminuir as doses individuais e coletivas a um valor “*tão baixo quanto razoavelmente exequível*” (ALARA) [TAUHATA *et al.*, 2013; CNEN, 2014].

2.7.3- Limitação de dose individual

Trata-se de uma restrição ao uso da radiação ionizante para que os valores de dose efetiva e equivalente, nos órgãos ou tecidos de interesse, não ultrapassem limites de dose preconizados por normas estabelecidas em cada país. No Brasil a NR 3.01 da CNEN [CNEN, 2014]. (Tabela 2.7.3.1) estabelece estes valores. As exposições médicas dos pacientes não entram nessas restrições [FREITAS, NACIF, 2003; CNEN, 2014].

Tabela 2.7.3.1. Limites de doses para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e indivíduos do público, estabelecidos pela ICRP 103 [2007] [CNEN, 2014].

Limites de dose anual¹			
Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ²	1 mSv ³
Dose equivalente	Lente dos olhos	20 mSv ²	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

¹O termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, no período de janeiro a dezembro de cada ano.

²Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

³Em circunstâncias especiais, pode ser autorizado um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.

2.8- Interação da radiação com a matéria

A física das radiações estuda os aspectos físicos da radiação, como ela é utilizada, e como transfere energia para o meio, sendo seu entendimento de extrema importância para a formação da imagem e interação da radiação com a matéria [YOSHIMURA, 2009]. As principais interações que ocorrem na matéria com fótons de energias dos raios X para uso diagnóstico são o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

2.8.1- Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é importante no processo de formação de imagens na radiologia e ocorre devido à transferência total da energia da radiação X ou gama a um único elétron ejetado do átomo. Neste caso, a energia cinética adquirida por esse elétron é a diferença entre a energia do fóton e a energia de ligação do elétron ao átomo [YOSHIMURA, 2009]. A probabilidade de ocorrência deste efeito cresce para elementos químicos de alto número atômico, e decresce com energias maiores que 0,6 MeV [TURNER, 2005; TAUHATA *et al.*, 2013].

2.8.2- Efeito Compton

Trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe parte de sua energia, e um fóton com a energia restante que é espalhado em outra direção. É um efeito que prejudica a qualidade da imagem e aumenta a dose no paciente e na equipe médica, se presente na sala, em procedimentos de radiodiagnóstico [TURNER,2005; YOSHIMURA, 2009; TAUHATA *et al.*, 2013].

2.9- Meios de Proteção Radiológica

2.9.1- Tempo

Quanto menor o tempo de exposição à radiação, menores serão as doses de radiação sobre o indivíduo exposto. Nos exames feitos no leito de UTI, o recurso mais eficaz é a otimização, treinamento do profissional executante e o rodízio dos leitos [TAUHATA *et al.*, 2013].

2.9.2- Distância

Quanto maior a distância da fonte de radiação a um indivíduo, menor a intensidade do feixe sobre este indivíduo. Esta intensidade é proporcional ao inverso do quadrado da distância entre o paciente e a fonte de radiação [SEARES, FERREIRA, 2002; FREITAS, NACIF, 2003]. Nos exames de raios X na UTI Neonatal, os leitos vizinhos ao leito do paciente que será examinado devem ser afastados o máximo possível, assim como os profissionais.

2.9.3- Blindagem

Blindagens devem ser usadas para proteger e minimizar a exposição em áreas do corpo do paciente, que não precisam ser irradiadas, usando os colimadores. Para acompanhantes, em caso de contenção do paciente, devem ser usados aventais e protetores de chumbo. Além disso, as salas devem possuir blindagem nas portas e paredes para evitar que a radiação espalhada ultrapasse a sala de exames de raios X [TAUHATA *et al.*, 2013].

2.10- Grandezas dosimétricas

2.10.1- Dose equivalente

É o resultado do produto do peso do tipo da radiação que pode causar um efeito radioinduzido pela dose absorvida. Esta grandeza dosimétrica é muito importante para proteção radiológica, uma vez que leva em consideração o dano que um determinado tipo de radiação traz para o tecido ou órgão [TAUHATA *et al.*, 2013; CNEN, 2014]. A Equação 2.10.1 é usada para determinar a dose equivalente. A unidade desta grandeza é o sievert (Sv) [ICRP 103, 2007].

$$H_T = w_R D_T \quad (2.10.1)$$

em que w_R representa os fatores de peso para diferentes tipos de radiação, sendo igual a 1 para fótons e elétrons.

2.10.2- Dose efetiva

É a somatória das doses equivalentes considerando as diferentes radiosensibilidades de cada tecido ou órgãos do corpo [BONTRANGER, 2003; TAUHATA *et al.*, 2013; CNEN, 2014; COSTA *et al.*, 2016].

A Equação 2.10.2 é usada para determinar a dose efetiva. A unidade desta grandeza é o sievert (Sv) (ICRP 103, 2007).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.10.2)$$

em que H_T é valor da dose equivalente (dependente da radiação), e w_T é o valor de ponderação tecidual para cada órgão ou tecido, que está disposto na Tabela 2.10.2.1. [ICRP 103, 2007].

Tabela 2.10.2.1. Fatores de peso tecidual (w_T) de órgãos e tecidos de acordo com sua radiosensibilidade e relevância dosimétrica [ICRP 103, 2007].

Órgão e tecido	w_T	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago, mamas e tecidos restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01	0,04
Total		1,00

*Os tecidos restantes são: Glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero [ICRP 103, 2007].

2.11- Radiobiologia

Os efeitos da radiação ionizante são resultados da deposição da energia nos tecidos ou órgãos, e estes podem ser severos, se as doses depositadas forem altas, e em curto tempo. Nos casos de doses de radiação baixas, os efeitos podem ser tardios, e aparecerem anos após a irradiação [OKUNO, 2009; SANTOS, MAIA, 2010]. Sabe-se que a probabilidade de ocorrência do dano produzido depende da dose de radiação depositada; quanto maior a dose, maior será a probabilidade de danos. Frequentemente, esse dano causado pela radiação é reparado pelas próprias células, que possuem mecanismos de reparo específicos. Quando esse reparo não acontece, pode haver a quebra da molécula de DNA, ou ocorrer uma falha, que resultará em um dano somático no próprio indivíduo ou genético nos seus descendentes [SEARES, FERREIRA, 2002; TAUHATA *et al.*, 2013].

Na primeira infância os riscos devido à radiação são elevados devido à grande taxa de renovação celular e à grande sensibilidade dos tecidos; por isso as crianças são 2 a 3 vezes mais propensas a desenvolver câncer. Nos adultos o risco é maior em tecidos cuja taxa de divisão celular seja elevada [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011; SOUZA *et al.*, 2013; TAUHATA *et al.*, 2013; ALIASGHARZADEH *et al.*, 2018].

Devido ao avanço contínuo das técnicas e práticas de cuidados em UTI Neonatal, os RN de idade tão baixa, como por exemplo, de 22 semanas, estão sobrevivendo e apresentam uma série de desafios em relação a sua saúde. Isto se deve ao fato que eles podem apresentar complicações médicas graves, têm taxas mais altas de distúrbios em comparação com crianças nascidas em tempo normal (com idade gestacional de 37 a 42 semanas), e radiografias diagnósticas são frequentes na avaliação e monitoramento das possíveis complicações médicas [JONES *et al.*, 2001; BOUAOUN *et al.*, 2015; ALIASGHARZADEH *et al.*, 2018].

Os RN possuem proporções corporais pequenas, fazendo com que seu tronco esteja no campo de radiação em maior proporção, comparado com os adultos. Além disso, todos os seus ossos possuem medula óssea hematopoiética, o que faz com que aumente o risco de exposição à radiação ionizante. Também, devido à proximidade dos órgãos no corpo de um RN, fica difícil não irradiar mais partes do corpo, além da região a ser examinada [ALZEN, BENZ-BOHM, 2011; ALIASGHARZADEH *et al.*, 2018].

2.12- Efeitos causados pela radiação no organismo

2.12.1- Reação Tecidual: É uma reação causada por doses elevadas de radiação que levam as células à morte, sem permitir reparo ou regeneração. Existe um limiar de dose, ou seja, quanto maiores as doses de radiação, maior será a gravidade, e aparecem, geralmente, dias ou semanas após a irradiação [FREITAS, NACIF, 2003; TAUHATA *et al.*, 2013].

2.12.2- Efeito Estocástico: Não existe um limiar de dose para aparecer, sendo a probabilidade de sua ocorrência proporcional à dose recebida. O principal efeito estocástico é o câncer, que pode aparecer anos após a irradiação [TAUHATA *et al.*, 2013].

2.12.3- Risco Fetal: O risco depende do período de gestação, quanto mais prematura, maior será a probabilidade de ocorrência [FREITAS, NACIF, 2003].

2.12.4- Efeitos somáticos: Dependem da absorção da energia da radiação, e os efeitos são causados na própria pessoa irradiada [TAUHATA *et al.*, 2013].

2.12.5- Efeitos genéticos: Depende da taxa de absorção, é cumulativo e são danos causados aos descendentes do indivíduo irradiado [TAUHATA *et al.*, 2013].

2.13- Método Monte Carlo

O Método computacional Monte Carlo, em dosimetria das radiações, pode ser descrito como uma ferramenta matemática que calcula computacionalmente o transporte de radiação ionizante. Tem sido muito usado em todas as áreas da Ciência e na Física Médica. Tem se mostrado muito eficaz para cálculos de doses em radiodiagnóstico e para fins de proteção radiológica. Por meio deste método é possível simular o transporte de radiação em um intervalo de energia amplo e, além disso, é possível simular diferentes tipos de radiação ionizante, em situações que soluções analíticas não são possíveis [BRIESMEISTER, 1993; YORIYAZ, 2009].

Neste método são empregados números aleatórios, para a realização dos cálculos do transporte de radiação, visando determinar o comportamento de um grande número de eventos individuais, calculando a quantidade de partículas, de acordo com as características de cada uma, acompanhando sua trajetória desde a formação até sua absorção, ou fuga do sistema, por meio de amostragens de uma função densidade de probabilidade [YORIYAZ, 2009].

O crescimento tecnológico tem aumentado o uso desse método por facilitar o processamento dos dados e ampliar a capacidade de armazenamento de informações, já que para ser usado é preciso criar um cenário virtual, que simule situações reais, para assim fazer os cálculos da interação da radiação com o objeto de interesse [YORIYAZ, 2009].

2.14- Simuladores antropomórficos virtuais

O uso de seres humanos para estudos ou testes com radiação ionizante é, excetuando casos muito específicos e amparados por um rigoroso comitê de ética, uma prática inadmissível. Além disso, as diferenças anatômicas não permitiriam uma comparação fiel, para traçar um perfil de imagens [CERQUEIRA *et al.*, 2011]. Por esse motivo a inovação tecnológica da computação e das simulações computacionais motivou

a criação de modelos virtuais, que têm se tornado cada vez mais realistas com as características humanas, além de serem mais acessíveis, baratos e rápidos [LI *et al.*, 2014].

Esses objetos simuladores são usados acoplados a códigos computacionais de transporte de radiação, como o Método Monte Carlo [CERQUEIRA *et al.*, 2011], e assim é possível avaliar o comportamento da radiação quando interage com os tecidos humanos em várias situações, permitindo a determinação da dose absorvida nos diferentes órgãos e tecidos, o que é, muitas vezes, impossível de ser feito experimentalmente [ZAIDI *et al.*, 2009].

Os objetos simuladores virtuais foram criados primeiramente em 1950, utilizando a forma estilizada, que é baseada em equações matemáticas de superfícies, usando formas regulares, simples, como esferas, cilindros e cones, para representar os órgãos e tecidos do corpo humano. Logo após, surgiram os modelos tomográficos, baseados em imagens médicas, representados tridimensionalmente por matrizes de *voxel*. Mais tarde, surgiram os modelos computacionais híbridos, permitindo a obtenção de formas e estruturas mais realistas dos órgãos e tecidos [ZAIDI *et al.*, 2009]. Na Figura 3.2.1 é apresentada a evolução do sistema gastrointestinal, considerando as três gerações dos objetos simuladores.

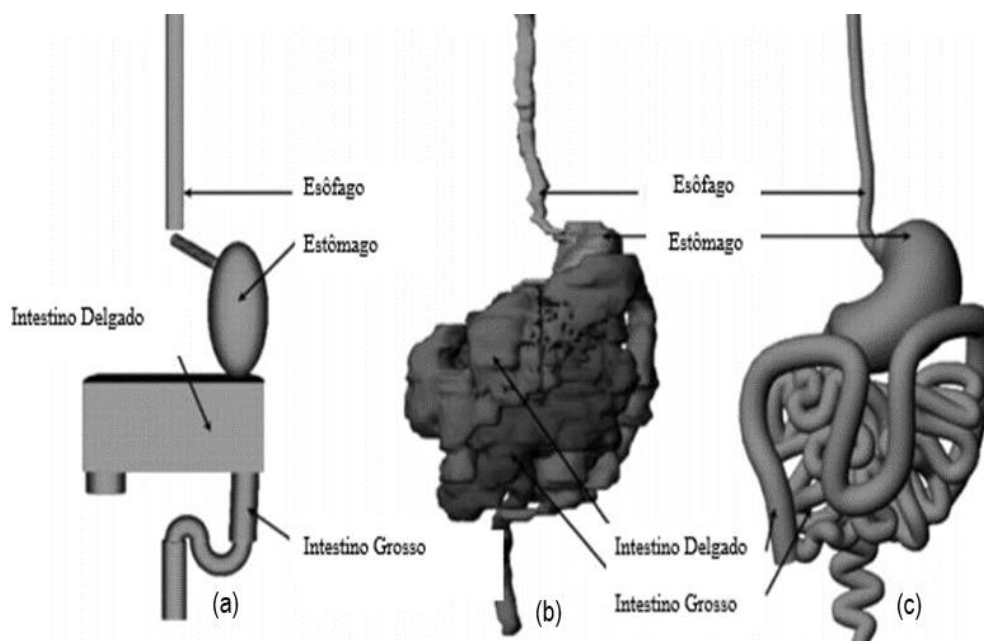


Figura 2.14.1: Esquema mostrando a evolução do Sistema Gastrointestinal de um objeto antropomórfico virtual, desde o modelo estilizado (a), depois o objeto simulador baseado em voxel (b) e, por último, o modelo híbrido (c) [Imagem adaptada de (ZAIDI *et al.*, 2009)].

2.15- Simuladores antropomórficos virtuais pediátricos

Os primeiros simuladores antropomórficos virtuais pediátricos, representando um RN, foram desenvolvidos em 1987, pelo Laboratório Nacional de Oak Ridge (ORNL), criados a partir de imagens tomográficas de um RN de 8 semanas de idade, e, em 2006, foi feita uma revisão adicionando órgãos e novas composições de tecidos [CASSOLA *et al.*, 2013].

No Brasil, o Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco criou objetos antropomórficos virtuais pediátricos hermafroditas. Para isto, foram utilizadas informações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) para avaliação das densidades dos tecidos e órgãos, imagens de atlas anatômicos e livros, além de um cadáver de RN para a localização e tamanhos reais dos órgãos. A criação dos simuladores foi feita utilizando-se o software Blender 2.49b [BLENDER, 2021] para criação e edição, permitindo, assim, a voxelização para que ele pudesse ser usado com o Método Monte Carlo, para determinação computacional de grandezas dosimétricas [CASSOLA *et al.*, 2013].

CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS

3.1- Código de transporte de radiação MCNPX (versão 2.7.0)

Para a avaliação computacional das grandezas dosimétricas de dose equivalente e dose efetiva, com os objetos simuladores antropomórficos virtuais pediátricos, foi utilizado o código computacional de transporte de radiação MCNPX 2.7 [PELOWITZ, 2011]. Para calcular a dose absorvida foi utilizado o *tally* F6 (em MeV/g/source-particle) do código MCNPX v.2.7.0 [PELOWITZ, 2011], e foram simuladas 10^9 histórias de partículas, visando manter as incertezas estatísticas abaixo de 1%.

3.2- Objeto simulador antropomórfico pediátrico

Nas simulações foram usados dois RN, que foram representados por simuladores antropomórficos virtuais pediátricos meSH, desenvolvidos por um Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco. Os objetos simuladores representados possuem as mesmas proporções corporais que os RN internados em UTI Neonatal, e são hermafroditas. Estes objetos simuladores possuem *voxels* cúbicos com tamanho: $0,14 \times 0,14 \times 0,14 \text{ cm}^3$ e possuem 51 cm de altura e pesam 3,5 kg [CASSOLA *et al.*, 2013]. A Figura 3.2.1 mostra o objeto antropomórfico virtual, que foi utilizado para representar os RN, mostrando a superfície, esqueleto, crânio, órgãos e nódulos linfáticos.

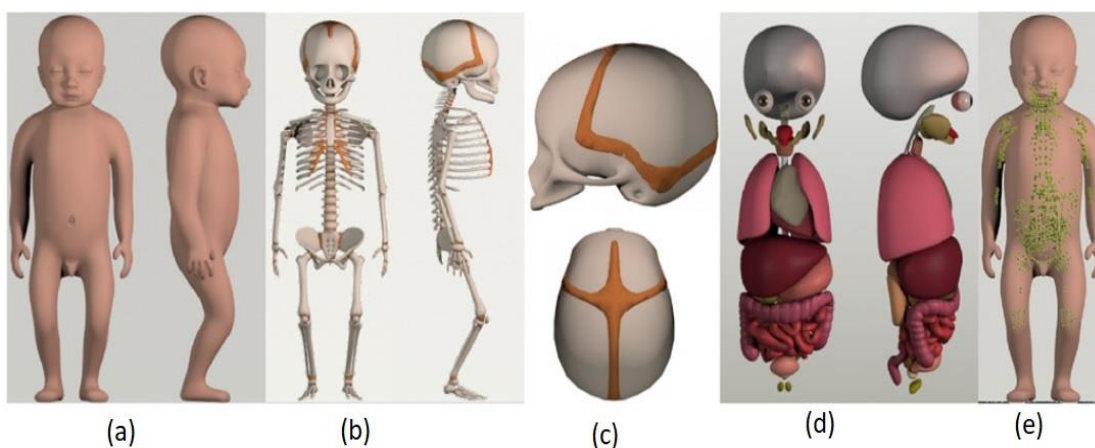


Figura 3.2.1: Objeto simulador antropomórfico virtual utilizado neste trabalho para representar o RN: superfície (a), esqueleto (b), crânio (c), órgãos (d) e nódulos linfáticos (e) [Figura retirada de (CASSOLA *et al.*, 2013)].

3.3- Produto Kerma- Área

O produto kerma-área (PKA) é uma grandeza muito útil para avaliação de doses em procedimentos de radiologia estimando a dose efetiva e o risco estocástico. É usada para medir o risco do uso da radiação recebida, sem contar a radiação espalhada, e obter, dessa forma, os valores referentes aos Coeficientes de Conversão de Dose (CC[D]) [ICRP 85, 2005; ALIASGHARZADEH *et al.*, 2018]. Para determinar o PKA é utilizada a Equação 3.3.1:

$$PKA = \int_A K_{ar}(x, y) dx dy \quad (3.3.1)$$

em que é feito o cálculo da integral de uma área (A), pela multiplicação do kerma no ar (K_{ar}) e um elemento de área ($dx dy$). A unidade de medição do PKA no SI é Gy.m² [TAUHATA *et al.*, 2013].

Para a obtenção do valor do PKA simulado ($PKA_{simulado}$) foi usada uma câmara de ionização, localizada na saída do tubo de raios X, em um eixo perpendicular ao feixe de raios X. Esta câmara de ionização foi simulada como uma célula composta de ar atmosférico com dimensões 13,1×11,3×1,0 cm³ [DIAMENTOR[®], 2020].

3.4- Coeficientes de conversão

O coeficiente de conversão (CC) é utilizado para fazer cálculo de doses de radiação utilizando uma grandeza obtida por meio de um experimento. O valor de CC representa a razão entre uma grandeza de interesse e uma grandeza obtida experimentalmente. Quando se faz a multiplicação do valor de CC pela grandeza medida experimentalmente obtém-se o valor da grandeza dosimétrica de interesse. Com os valores das grandezas dosimétricas é possível comparar os resultados obtidos nas simulações com valores apresentados na literatura e, também, comparar com os valores de doses apresentados nos relatórios da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) [KRAMER *et al.*, 2010; SANTOS *et al.*, 2015].

Neste trabalho, os valores de coeficientes de conversão para dose equivalente ($CC[H_T]$) e dose efetiva ($CC[E]$) foram obtidos por meio das Equações 3.4.1 e 3.4.2, respectivamente.

$$CC[H_T] = \frac{\text{tally F6 (MCNP)}}{PKA_{\text{simulado}}} \quad (3.4.1)$$

$$CC[E] = \sum_T w_T \times CC[H_T] \quad (3.4.2)$$

em que w_T são os valores de ponderação teciduais obtidos na ICRP 103 [ICRP, 2007].

Para obtenção dos valores de dose equivalente e dose efetiva, os valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ foram multiplicados pelo valor de PKA igual a 31 mGy.cm², obtido em um trabalho de medição experimental do PKA [BOUAOUN *et al.*, 2015]. Neste trabalho, BOUAOUN *et al.* (2015) estimaram o valor de PKA, com uso de um medidor de PKA, no centro do campo, e, após, estimaram as doses efetivas usando o código Monte Carlo. Para este estudo, os autores usaram tensões no tubo variadas, em dois equipamentos de raios X móveis, em hospitais diferentes, simulando radiografias de tórax e abdome. Para este trabalho foi selecionado um RN com peso de 3000 a 4000 g, um valor médio de tensão no tubo de 48 kV, e tamanhos de campo de radiação de 17×21 cm² e 26×31 cm² [BOUAOUN *et al.*, 2015].

3.5- Construção do cenário virtual

Os arquivos de entrada, neste trabalho, foram construídos por três blocos de informações da seguinte forma:

Bloco 1- Bloco de células (*cell card*): Bloco onde foram definidos os tipos de materiais usados, densidades dos materiais e especificações da geometria.

Bloco 2- Bloco de superfície (*surface card*): Bloco onde foi definida a geometria de toda a sala e dos equipamentos usados.

Bloco 3- Bloco de dados (*data card*): Neste bloco foram definidas todas as informações da fonte de radiação, composição, ângulo de distribuição, energia; além disso, foram apresentados os pesos atômicos de todos os materiais definidos no bloco de células, e também os *tallies* [PELOWITZ, 2011].

3.6- Geometria da sala

Foi construída uma sala virtual, usando a planta de uma Unidade de Terapia Intensiva Neonatal de um hospital de grande porte, contendo todos os acessórios necessários para o procedimento de raios X no leito dispostos em posição real. A sala possui 809 cm², 300 cm de altura, sendo que, dentro deste espaço, tem uma área de 110 cm², com entrada independente, onde se encontra uma incubadora reservada aos RN em isolamento. A Figura 3.6.1 mostra a vista superior da UTI Neonatal simulada, com seus principais componentes.

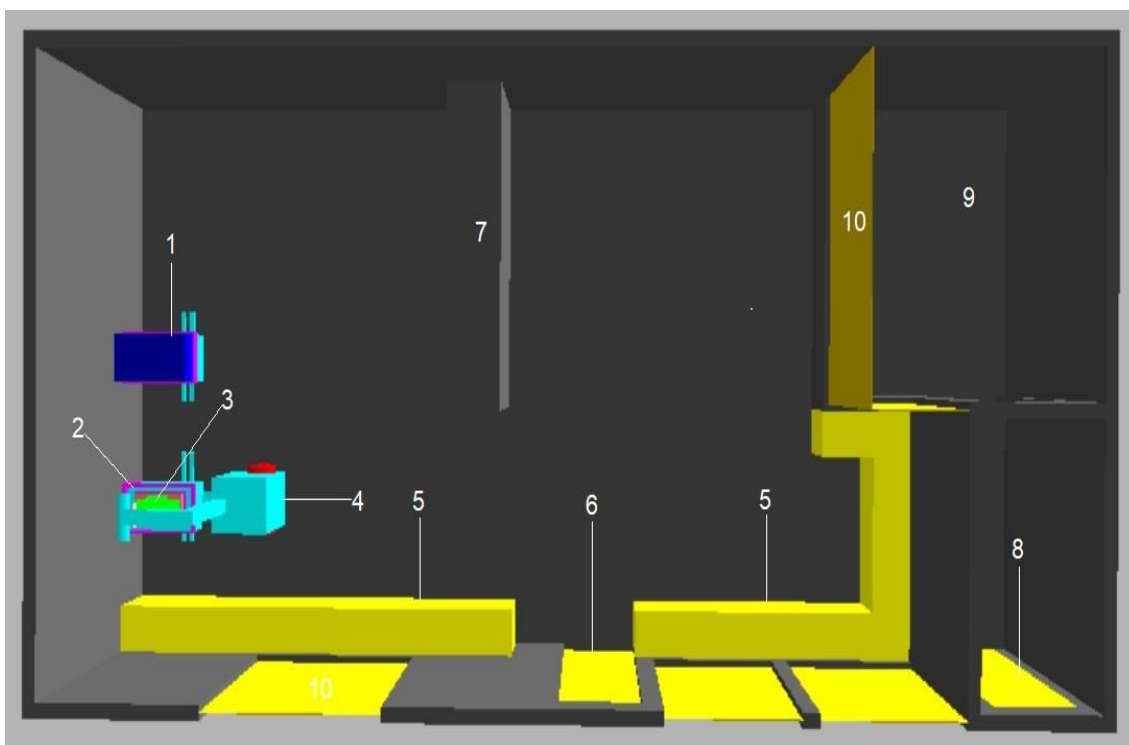


Figura 3.6.1: Vista superior da UTI Neonatal simulada mostrando a localização das incubadoras e equipamento de raios X portátil, sendo: 1) Incubadora com RN no leito vizinho, 2) Incubadora com o RN examinado, 3) RN examinado, 4) Equipamento de raios X móvel, 5) Armários, 6) Porta de entrada da UTI Neonatal, 7) Parede divisória, 8) Porta de entrada da área isolada, 9) Área isolada, 10) Janelas de vidro [Fonte: Autora].

O procedimento de raios X foi simulado na área comum, onde se dispõe de 9 incubadoras, divididas em dois grupos, separados por uma parede de 160 cm de altura para organizar o espaço e manter todas as incubadoras próximas à energia elétrica, assim como todos os acessórios de manutenção à vida ligados ao RN. As incubadoras ficam dispostas uma ao lado da outra, a uma distância aproximada de 85 cm, podendo variar devido à movimentação delas para realização de procedimentos. A Figura 3.6.2 mostra as incubadoras simuladas, a distância entre elas e o equipamento de raios X posicionado na incubadora para realização do exame de raios X.

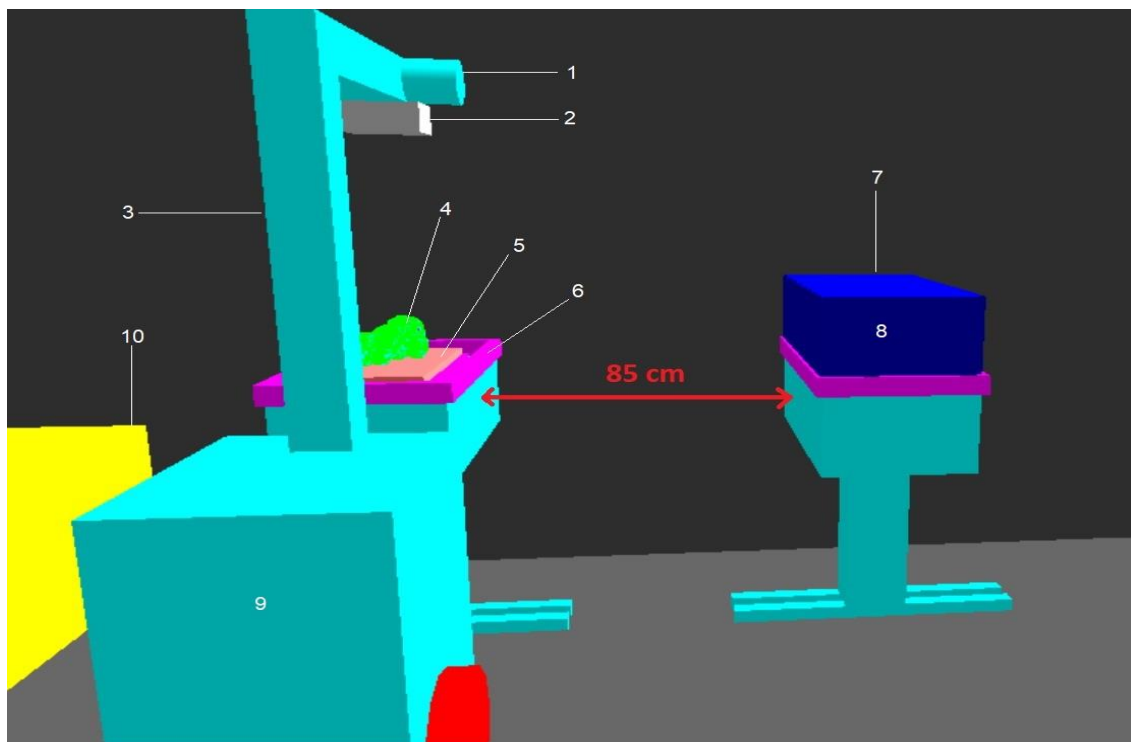


Figura 3.6.2: Incubadoras posicionadas a 85 cm de distância uma da outra, e equipamento de raios X portátil posicionado para realização do exame, sendo: 1) Tubo de raios X, 2) Colimador, 3) Braço móvel, 4) RN examinado, 5) Colchão, 6) Borda da incubadora, 7) Incubadora com o RN no leito vizinho, 8) Tampa acrílica, 9) Gerador de energia do aparelho de raios X móvel, 10) Armário [Fonte: Autora].

Os dados da composição dos materiais usados foram retirados do manual “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*” [McCONN *et al.*, 2011].

As paredes laterais, posterior, interna e parte das paredes frontais foram compostas por material “*Concrete, Iron-Portland*” (Concreto), densidade $\rho = 5.9 \text{ g/cm}^3$. A parede frontal, que divide a área isolada possui a parte superior de vidro para melhor visualização do ambiente, assim como todas as portas, e foram compostas por material “*Glass, Plate*” (Vidro), de densidade $\rho = 2.4 \text{ g/cm}^3$. Nenhuma destas paredes ou portas possui blindagem contra a radiação por não ser uma sala dedicada à realização de exames de raios X.

O equipamento de raios X usado foi do tipo móvel, marca Philips e modelo Aquilla Plus 300. O gerador e o braço que segura o tubo de raios X foram construídos com material “*Iron*” (Ferro), cuja densidade é de $\rho = 7,874 \text{ g/cm}^3$, já o material do tubo de raios X, e do colimador foi o material “*Lead*” (Chumbo), de densidade $\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$, como blindagem contra a radiação. Nas rodas foi usado “*Rubber, Butyl*” (Borracha), de densidade $\rho = 0,92 \text{ g/cm}^3$. A Figura 3.6.3 mostra detalhes do equipamento de raios X portátil e das incubadoras simuladas.

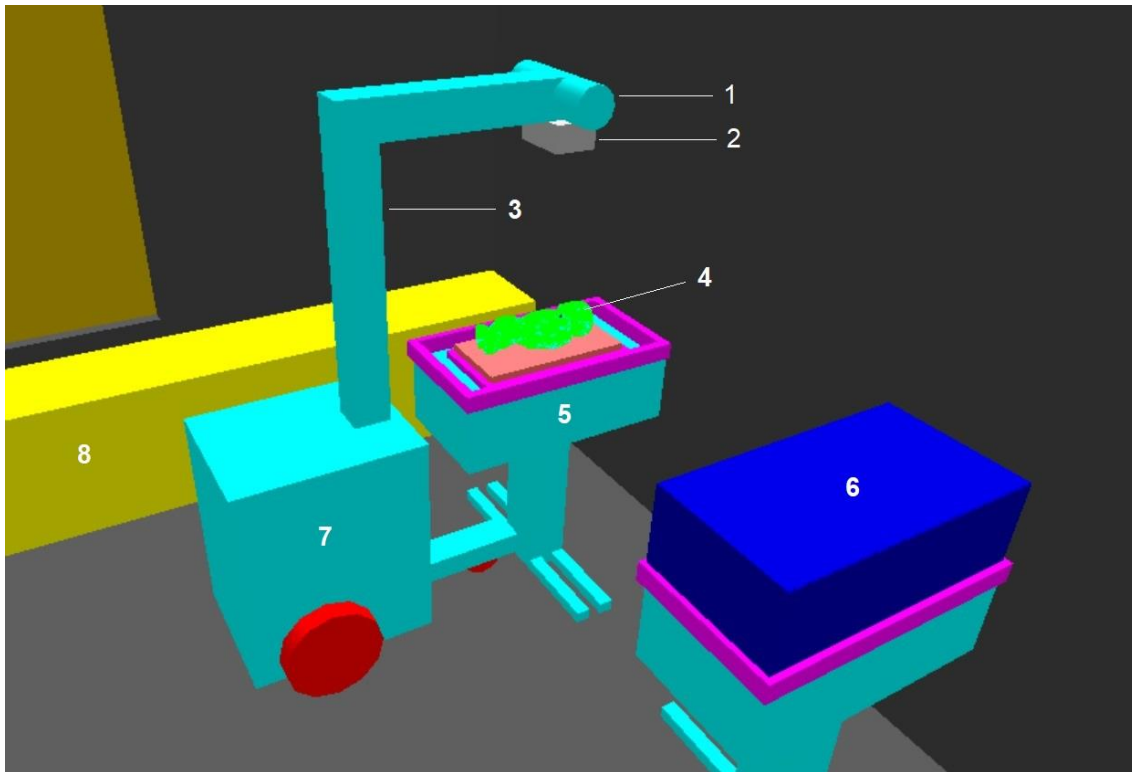


Figura 3.6.3: Detalhes da incubadora com RN examinado, incubadora com RN no leito vizinho, e o equipamento de raios X posicionado para a realização do exame, sendo: 1) Tubo de raios X, 2) Colimador, 3) Braço móvel, 4) RN examinado, 5) Base da incubadora, 6) Tampa acrílica da incubadora, 7) Gerador de energia do aparelho móvel e 8) Armários [Fonte: Autora].

A incubadora usada é da marca *Datamed*, modelo *Vision Advanced 2286*, ela possui 141 cm de altura e 104 cm de largura. O material “*Iron*” (Ferro), cuja densidade é de $\rho=7,874 \text{ g/cm}^3$, foi o material usado para os pés de apoio e da base. As bordas, gaveta para colocação do chassi, e a base de apoio para o colchão foram construídos de “*Bakelite*” (Plástico), de densidade igual a $\rho= 1,25 \text{ g/cm}^3$.

O material do colchão foi “*Polyurethane Foam (PUR)*” (Espuma), de densidade $\rho= 0,021 \text{ g/cm}^3$, e a proteção acrílica de “*Lucite*” (Acrílico), de densidade $\rho= 1,19 \text{ g/cm}^3$. Nesta simulação foram construídas duas incubadoras, uma alojou o RN examinado, e outra o RN vizinho, ambas iguais, posicionadas a 85 cm de distância uma da outra e encostadas na parede lateral direita da UTI Neonatal.

Os simuladores antropomórficos virtuais pediátricos, representando os RN, foram posicionados cada um em uma incubadora, na posição decúbito dorsal, com os pés voltados para o equipamento de raios X, braços e pernas esticados e rosto virado para cima no centro do colchão. O exame foi simulado com a tampa acrílica de proteção da incubadora fechada, com o tubo de raios X posicionado a uma distância de 100 cm do alvo. Em todas as projeções o raio central ficou posicionado no centro do tórax [LACERDA *et al.*, 2008].

A simulação foi feita usando quatro diferentes tamanhos de abertura do colimador de radiação: para um campo de radiação de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, que seria indicado para raios X do tórax, o colimador teve a abertura de $1,71 \times 2,29 \text{ cm}^2$; para um campo de radiação de $24 \times 30 \text{ cm}^2$, indicado para raios X do tórax e abdome, a abertura do colimador foi de $2,29 \times 2,86 \text{ cm}^2$ [BONTRAGER, 2003].

Também foram simuladas aberturas de colimador com $2,86 \times 2,86 \text{ cm}^2$ que projeta um campo de radiação de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, e abertura de $3,82 \times 3,82 \text{ cm}^2$ que projeta um campo de radiação de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, a fim de avaliar os resultados, pois são considerados fora dos padrões, por irradiar um campo maior que a área de interesse.

Para a simulação foram construídos 16 cenários típicos de uma UTI Neonatal, sendo quatro tipos diferentes de tamanho de campo para cada uma das quatro tensões no tubo usadas. Os espectros de energia utilizados no trabalho foram gerados utilizando o software SRS 78 do IPEM [CRANLEY *et al.*, 1997], típicos para aparelhos portáteis de raios X no leito, com as seguintes características: ângulo anódico de 12° , filtração total de 2.3 mm Al e 0.8 mm Be (Berílio), e tubo de raios X com alvo de Tungstênio (W).

As tensões no tubo usadas foram 45 kV, 50 kV, 60 kV e 70 kV, definidas de acordo com a literatura, e com os valores médios mais adotados pelos profissionais ao executar os exames de raios X no leito em UTI Neonatal [BONTRAGER, 2003; LACERDA *et al.*, 2008; SOUZA *et al.*, 2013].

CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES

Foram obtidos nesse trabalho valores de dose equivalente (H_T) e dose efetiva (E) para dois simuladores antropomórficos virtuais pediátricos, o RN examinado e o RN na incubadora vizinha, durante exames de raios X de tórax e abdome, em uma UTI Neonatal. Foram avaliados tamanhos do campo de radiação variados e quatro tensões no tubo, na projeção AP.

Os valores de H_T e E (e suas respectivas incertezas) são apresentados nas Tabelas dos apêndices A e B.

4.1- Avaliação da exposição do RN examinado

Os valores de dose efetiva do RN examinado cresceram à medida que a tensão no tubo de raios X aumentou, considerando o mesmo tamanho de campo de radiação. Quando se compara o valor de dose efetiva, levando em consideração os diferentes tamanhos de campo, para uma determinada tensão no tubo, pode-se observar como o aumento na abertura do colimador influencia no aumento da dose efetiva.

Para a tensão de 45 kV no campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$, o valor de dose efetiva foi 38,4% menor, quando comparado com o tamanho de campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$, e 40,0% menor, quando comparado com o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$. A Figura 4.1.1 mostra o comportamento dos valores de dose efetiva para as tensões no tubo de 45 kV, 50 kV, 60 kV e 70 kV nos diferentes tamanhos de campo de radiação para o RN examinado.

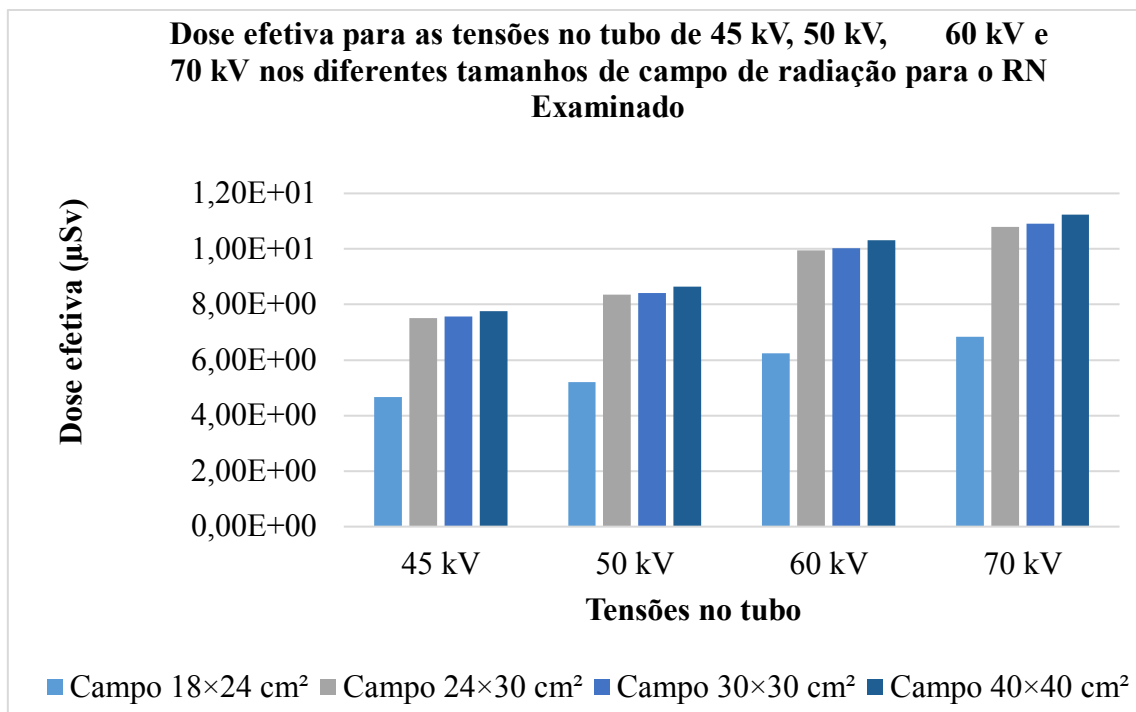


Figura 4.1.1: Valores de dose efetiva (μSv) para o RN examinado para diferentes tamanhos de campo de radiação e para as quatro tensões aplicadas no tubo.

Quando se considerou a tensão no tubo de 50 kV, e um tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$, que é o mais indicado para realização de raios X do tórax, a dose efetiva foi 40,0% menor, quando comparada com o valor para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$. No campo $24 \times 30 \text{ cm}^2$, o RN examinado fica com o tórax, abdome e parte das extremidades dentro do campo de radiação, enquanto que nos campos $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$ o campo de radiação é projetado sobre o todo o RN, sendo assim os tamanhos de campos de radiação que apresentaram maiores valores de dose efetiva.

O maior valor de dose efetiva foi apresentado para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e para a tensão no tubo de 70 kV, com o valor de $11,23 \mu\text{Sv} (\pm 0,03\%)$, e o menor valor foi para o tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ e para a tensão 45 kV, com o valor de $4,66 \mu\text{Sv} (\pm 0,08\%)$.

A Tabela 4.1.1 mostra alguns estudos dosimétricos teóricos e experimentais, encontrados na literatura, para determinação dos valores de dose efetiva para um RN.

Tabela 4.1.1: Estudos dosimétricos experimentais e teóricos para determinação da dose efetiva considerando um RN

Estudos	Tipo de estudo	Tensão (kV)	Tamanho do campo (cm ²)	Dose efetiva (μSv)
Este trabalho	MC (Para o RN examinado)	45	18×24 – 40×40	4,66 – 7,75
		50	18×24 – 40×40	5,21 – 8,64
		60	18×24 – 40×40	6,25 – 10,31
		70	18×24 – 40×40	6,83 – 11,23
BOUAOUN <i>et al.</i> , 2015	Experimental - MC	55 – 60	11×21 – 20×20	22,7
		47 – 50	17×21 – 26×31	30,2
JONES <i>et al.</i> , 2001	Experimental	60 – 70	30,1×30,1	35,5
BRINDHABAN, AL-KHALIFAH, 2004	Experimental	52 – 60	10×10	28 – 36
BUNICK <i>et al.</i> , 2016	Experimental	48 – 55	–	2,3 – 10,7
ARMPILIA <i>et al.</i> , 2002	Experimental	50 – 70	–	9,2

É possível observar, na Tabela 4.1.1, que os valores de dose efetiva variam muito e são dependentes da tensão aplicada no tubo, tamanho de campo de radiação, além da técnica utilizada para avaliação destas doses.

Quando se compara, por exemplo, o valor de dose efetiva obtida no presente trabalho com o resultado apresentado por ARMPILIA *et al.* (2002), que considerou uma tensão média no tubo de 52,2 kV, e obteve um valor de dose efetiva de 9,2 μSv, pode-se observar que este valor é 1,76 vezes maior em relação ao valor de dose efetiva obtido no presente trabalho, quando se considera uma tensão de 50 kV e o tamanho de campo 18×24 cm². Por outro lado quando se compara o valor da literatura (9,2 μSv) com o valor de dose efetiva obtida no presente trabalho para o maior tamanho de campo de radiação (40×40 cm²), o valor da literatura é apenas 1,06 maior em relação ao valor de dose determinado neste trabalho.

Em relação aos valores de dose equivalente, quando se considerou os órgãos localizados na cavidade torácica, por exemplo, o pulmão (localizado na área de interesse do exame), para uma tensão no tubo de 45 kV, o valor de dose equivalente foi 10,1 μSv ($\pm 0,02\%$), para o tamanho de campo de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, e no tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ o valor foi 11,7 μSv ($\pm 0,02\%$), apresentando, portanto, uma diferença no valor de dose equivalente de 13,7%.

As gônadas apresentaram valores 20,5 vezes maiores no tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ em relação ao tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$, considerando a tensão no tubo de 50 kV. Considerando a mesma tensão no tubo (50 kV), a bexiga apresentou os valores de dose equivalente de 2,43 μSv ($\pm 0,19\%$) para o campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ e 2,97 μSv ($\pm 0,06\%$) para o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

A medula vermelha também foi avaliada e apresentou um valor de dose equivalente de $9,24 \times 10^{-2} \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,06\%$) para a tensão no tubo de 70 kV, e tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$; isso se deve ao fato de ter irradiado o paciente por inteiro, neste tamanho de campo de radiação. Para os órgãos que deveriam ficar fora da área de radiação, foi possível observar um aumento nos valores de dose equivalente para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Este é o caso do cérebro, que apresentou um aumento no valor da dose equivalente de 73,1% para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ em comparação com o tamanho de campo $24 \times 30 \text{ cm}^2$, para a tensão no tubo de 60 kV.

No caso da lente dos olhos, considerando também a tensão no tubo de 60 kV, a dose equivalente no campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ foi $5,19 \times 10^{-1} \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,46\%$), e no tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ foi $4,46 \times 10^1 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,05\%$), sendo 85,9 vezes maior; isto ocorre devido ao fato do menor campo não irradiar diretamente os olhos, pois está colimado e no caso do maior campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, sem colimação, a criança é atingida por completo; como mostra a Figura 4.1.2.

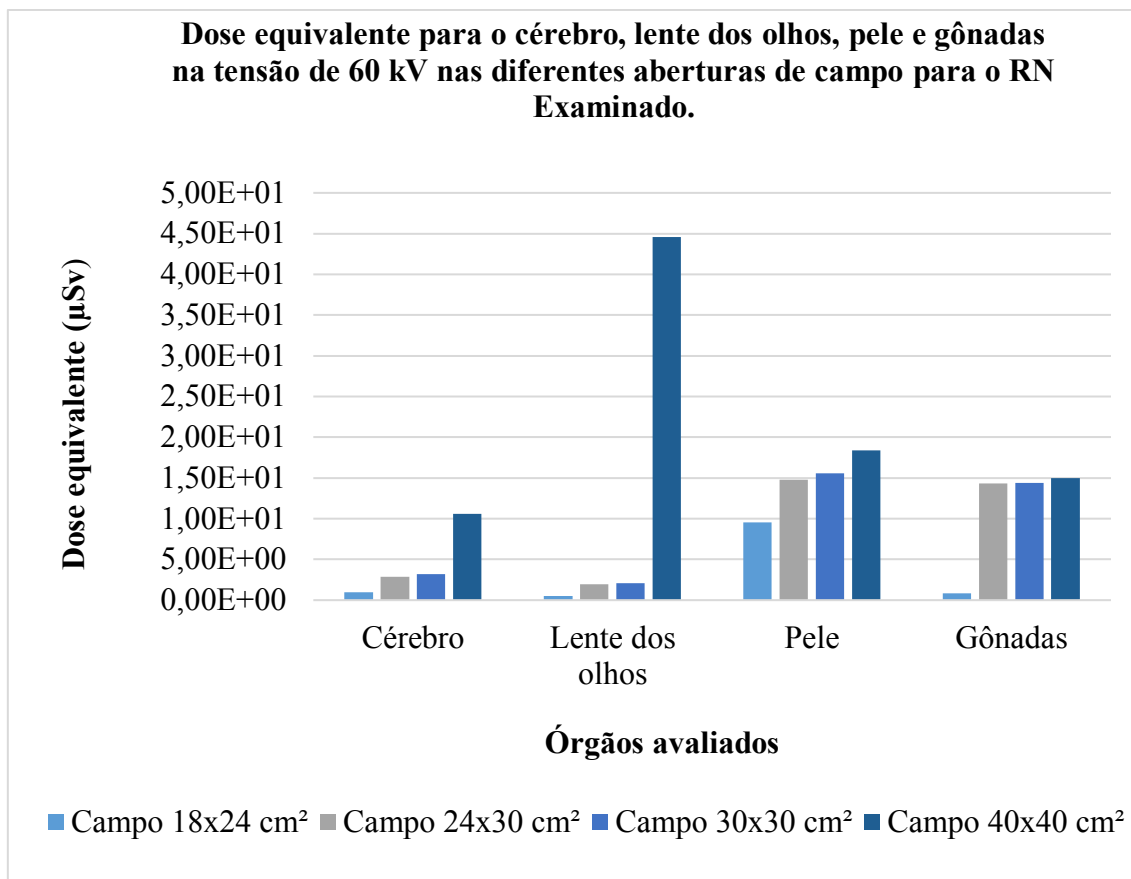


Figura 4.1.2: Valores de dose equivalente (μSv) para o RN examinado para diferentes tamanhos de campo de radiação e tensão no tubo de 60 kV para os órgãos: cérebro, lente dos olhos, pele e gônadas.

Quando os valores de dose equivalente para pele foram avaliados, foi possível observar que os valores de dose aumentaram com o aumento do tamanho de campo (Figura 4.1.2).

A superfície óssea na tensão de 45 kV recebeu $3,41\text{E}-02 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,09\%$) para o campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$, e $2,08\text{E}-01 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,05\%$) para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, sendo 6,1 vezes maior quando o tamanho de campo aumentou.

Para o RN examinado, o menor valor de dose equivalente foi para a medula vermelha, de $2,47\text{E}-02 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,10\%$), na tensão de 45 kV e tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$, e o maior valor de dose equivalente foi para a lente dos olhos, na tensão do tubo de 70 kV e tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, com o valor de $47,3 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,05\%$).

4.2- Avaliação da exposição do RN no leito vizinho

As crianças internadas nos leitos vizinhos são consideradas indivíduos do público, portanto, seu limite de dose anual deve permanecer em até 1 mSv/ano, não levando em consideração as doses recebidas enquanto paciente [ICRP 103, 2007].

O RN internado no leito vizinho recebeu doses efetivas de radiação que variaram de acordo com o tamanho de campo e com as tensões no tubo utilizadas. O valor de dose efetiva para a tensão no tubo de 45 kV foi 43% menor para o tamanho de campo 18×24 cm², comparado como tamanho de campo 30×30 cm².

Na avaliação da dose efetiva em relação à tensão no tubo aplicada, considerando um tamanho de campo 18×24 cm², o valor foi de 1,11E-03 μSv (3,15%) para a tensão de 45 kV e 2,51E-03 μSv (2,03%) para a tensão de 70 kV, representando um aumento de 126% no valor de dose efetiva. A Figura 4.2.1 mostra os valores de dose efetiva para os diferentes tamanhos de campo e para as quatro tensões no tubo utilizadas neste trabalho.

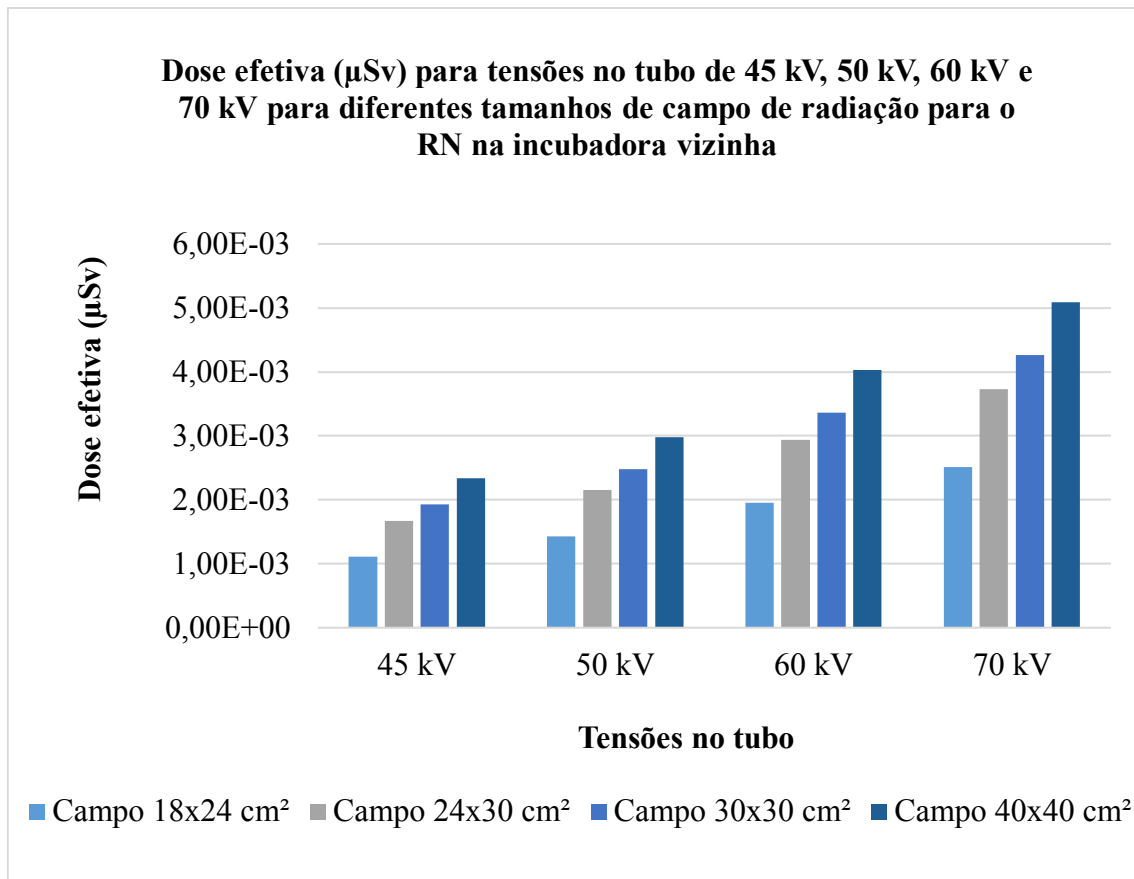


Figura 4.2.1: Valores de dose efetiva (μSv) para o RN na incubadora vizinha para diferentes tamanhos de campo de radiação e para as quatro tensões aplicadas no tubo.

O maior valor de dose efetiva foi para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e para a tensão no tubo de 70 kV, com o valor de $5,09\text{E}-03 \mu\text{Sv}$ ($\pm 1,41\%$), e o menor valor foi para o tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ e para a tensão de 45 kV, com valor de $1,11\text{E}-03 \mu\text{Sv}$ ($\pm 3,15\%$).

Para os resultados de dose equivalente, conforme mostrado no gráfico da Figura 4.2.2, o valor de dose equivalente para medula vermelha, na tensão de 70 kV, apresentou um aumento de 95,3%, quando este valor foi comparado entre os tamanhos de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

Os demais tecidos receberam valores de doses equivalentes baixos, pois de acordo com o recomendado pela ICRP 103 [2007], a dose deve ser dividida por 13, que compreende os seguintes órgãos: glândulas suprarrenais, região extratorácica, vesícula

biliar, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata/ovários, intestino delgado, baço, timo e útero [ICRP 103, 2007].

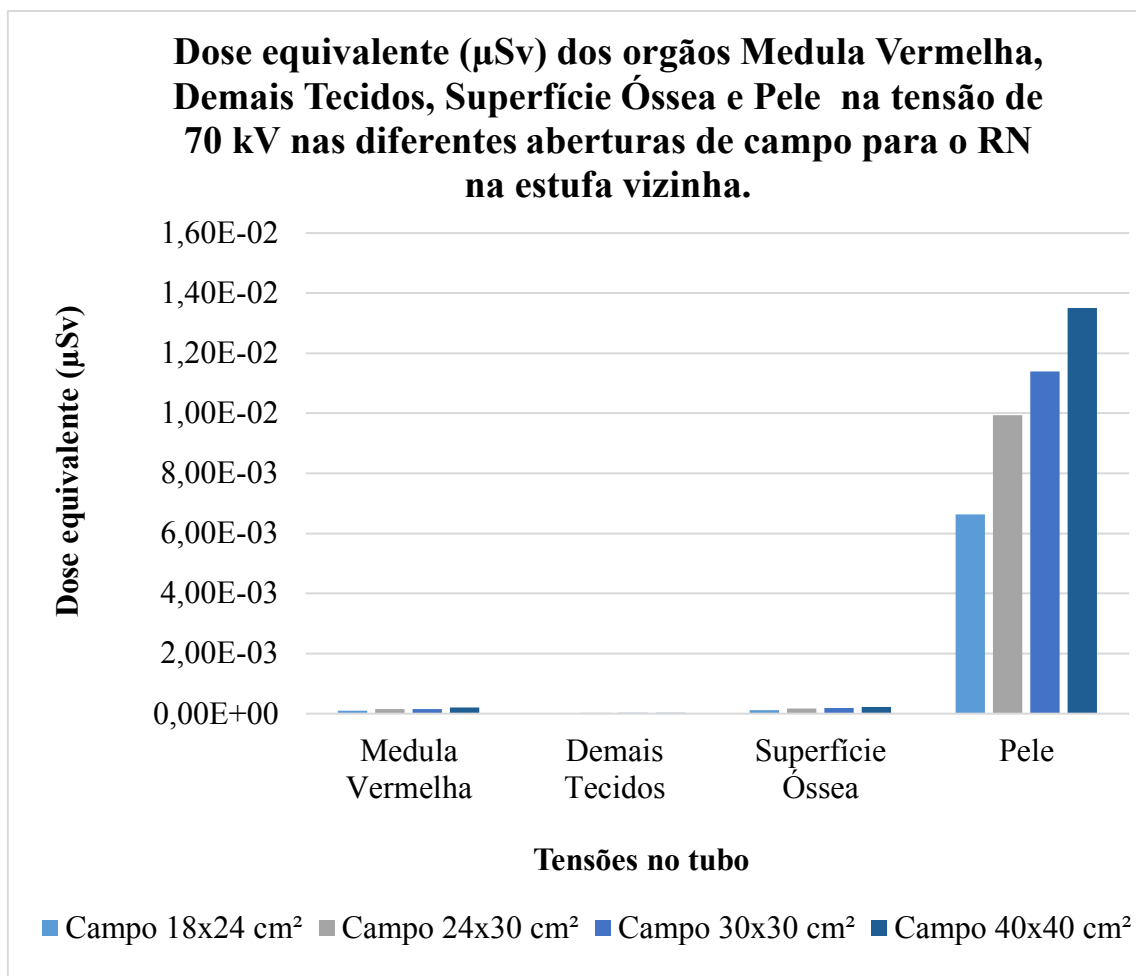


Figura 4.2.2: Valores de dose equivalente (μSv) para o RN na incubadora vizinha para diferentes tamanhos de campo e para a tensão no tubo de 70 kV para os órgãos: medula óssea, demais tecidos, superfície óssea e pele.

A superfície óssea também apresentou valores de doses equivalentes baixos, e a diferença percentual destes valores entre as tensões 45 kV e 60 kV foi de 77,7% para o tamanho de campo 40×40 cm², e uma diferença de 119,4% quando foram comparados os valores de dose equivalente para as a tensões de 45 kV e 70 kV, para o mesmo tamanho de campo.

Os valores de dose equivalente para a pele apresentaram os maiores valores, visto que a pele se trata do maior órgão do corpo. Para a tensão no tubo de 70 kV o valor da

dose equivalente foi $6,63\text{E-}03 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,43\%$) para o tamanho de campo $18\times 24 \text{ cm}^2$ e $1,35\text{E-}02 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,30\%$) para o tamanho de campo $40\times 40 \text{ cm}^2$.

Para RN no leito vizinho o menor valor de dose equivalente foi $8,31\text{E-}06 \mu\text{Sv}$ ($\pm 0,05\%$) para os demais tecidos, para a tensão no tubo de 45 kV, e tamanho de campo $18\times 24 \text{ cm}^2$, e o maior valor de dose equivalente foi para a lente dos olhos, para a tensão no tubo de 70 kV e tamanho de campo $40\times 40 \text{ cm}^2$, com o valor de $4,99\text{E-}02 \mu\text{Sv}$ ($\pm 2,81\%$).

CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES

Neste estudo foram utilizados dois simuladores virtuais antropomórficos pediátricos hermafroditas, representando o RN examinado e o RN internado no leito vizinho, em um cenário típico de UTI Neonatal, onde foi utilizada simulação computacional, com o código de transporte de radiação MCNPX, para avaliação das doses equivalentes e doses efetivas. Os cenários construídos simularam exames de tórax e abdome em projeção AP com 4 diferentes tensões e 4 diferentes tamanhos de campo de radiação.

Para o RN examinado, a dose efetiva aumentou conforme foi aumentada a tensão do tubo de raios X, e o mesmo aconteceu quando o tamanho de campo de radiação aumentou. Importante ressaltar que o tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ foi responsável pelos menores valores de dose, e isso demonstra que é recomendado sempre uma colimação rigorosa, irradiando somente a área de interesse a ser examinada, para reduzir as doses de radiação. Com relação à tensão no tubo usada, levando em consideração a qualidade da imagem, uma baixa tensão no tubo deve ser selecionada sempre que possível.

Para o RN examinado, o maior valor de dose efetiva foi para o tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e para tensão de 70 kV, e o menor resultado foi para o tamanho de campo $18 \times 24 \text{ cm}^2$ para tensão 45 kV. Os órgãos do RN examinado que receberam maiores valores de doses equivalentes foram pele, cólon, tireoide, esôfago e bexiga; isso se deve ao fato de estarem no campo de irradiação examinado. Os órgãos que receberam os menores valores de dose equivalente foram a medula vermelha, mamas, superfície óssea e demais tecidos.

Para o RN no leito vizinho, a dose efetiva aumentou com o aumento do tamanho de campo e com o aumento da tensão aplicada no tubo de raios X. O maior valor de dose efetiva foi para a tensão de 70 kV e tamanho de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, e a menor dose foi para o menor tamanho de campo ($18 \times 24 \text{ cm}^2$) e para menor tensão (45 kV), assim como para o RN examinado. Estes resultados deixam claro como as boas práticas aplicadas podem resultar em menores valores de doses, mesmo em pacientes que não estão sendo examinados, mas que estão próximos ao paciente examinado e vão receber menor

quantidade de radiação espalhada, se os parâmetros radiográficos forem utilizados de forma a otimizar os valores de dose.

Os órgãos do RN no leito vizinho que apresentaram os maiores valores de doses equivalentes foram: lente dos olhos, cérebro, fígado, glândulas salivares e tireoide. E os que receberam os menores valores de doses equivalentes foram: demais tecidos, mamas, medula vermelha e superfície óssea.

O RN no leito vizinho apresentou uma dose efetiva de $5,09E-03 \mu\text{Sv}$ ($\pm 1,41\%$) e, de acordo com as recomendações da ICRP 103 [2007] está dentro dos limites anuais para indivíduos do público (1 mSv ao ano), porém recomenda-se, sempre que possível, o rodízio dos leitos e/ou deslocamento e proteção das incubadoras a fim de reduzir ainda mais as doses recebidas pelo paciente da incubadora vizinha da examinada [ICRP 103, 2007].

Levando em consideração o risco elevado dos RN à radiação ionizante, e os efeitos que podem ocorrer a longo prazo, a otimização das doses de radiação nos exames em uma UTI Neonatal é de extrema importância para evitar que efeitos estocásticos possam ocorrer ao longo da vida dos RN, já que são mais radiosensíveis e apresentam uma expectativa de vida maior em relação aos pacientes adultos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARAMESHA, M.; ZANGANEHA, K. A.; DEHDASHTIANA, M.; MALEKIANA, A.; FATAHIASLB, J. Evaluation of Radiation Dose Received by Premature Neonates Admitted to Neonatal Intensive Care Unit. **Journal compilation Clinic Medical Elmer Press**. v.9, n.2, p.124-129, 2017. DOI://doi.org/10.14740/jocmr2796w.

ARMPILIA, C. I.; FIFE, I. A. J.; CROASDALE, P, L. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. **The British Journal of Radiology**. v.75, p.590–595, 2002. DOI:10.1259 / bjr.75.895.750590.

ALBUQUERQUE, A. S.; SANTOS, A. M. S.; CAMELO, C. M. A.; SILVA, G. G.; MAGALHÃES, T. M. S.; ARAÚJO, V. G. P.; ANDRADE, M. E. A. Estudo comparativo entre sistemas radiográficos convencionais e digitais: Revisão de literatura. **Ciências Biológicas e da Saúde**. v.2, n.3, p.99-110, Recife, 2016.

ALIASGHARZADEH. D.; SHAHBAZI-GAHROUEI. D.; AMINOLROAYAEI, F. Radiation cancer risk from doses to newborn infants hospitalized in neonatal intensive care units in children hospitals of Isfahan province. **International Journal of Radiation Research**. v.16, n.1. 2018. DOI:10.18869/acadpub.ijrr.16.1.117.

ÁLVARES, B. R.; PEREIRA, I. C. M.; NETO, S. A. A.; SAKUMA, E. T. I. Achados Normais no Exame Radiológico de Tórax do Recém-nascido. **Radiologia Brasileira**. v.39, n.6, p. 435–440, 2006. DOI:https://doi.org/10.1590/S0100-39842006000600012.

ALZEN, G.; BENZ-BOHM, G. Radiation Protection in Pediatric Radiology. **Dtsch ArzteblInt**. v.108, n.24, p.1-17. Alemanha, 2011. DOI:10.3238/arztebl.2011.0407.

BARBOSA, A. P. Terapia intensiva neonatal e pediátrica no Brasil: o ideal, o real e o possível. **Jornal de Pediatria**. v.80, n.6, p.437-438, 2004. DOI://doi.org/10.1590/S0021-75572004000800002.

BLENDER 2.49b. Criação 3D de código aberto. “Disponível em”: <<https://www.blender.org/>>. “Acesso em”: 19 de fev. de 2021. [s.d].

BONTRAGER, K. L. Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada. **Elsevier**. n.5, p.53-54. Rio de Janeiro, 2003.

BONTRAGER, K.; LAMPIGNANO, J. P. Tratamento e posicionamento radiográfico e anatomia associada. **Elsevier Editora Ltda**. v.6. Rio de Janeiro, 2006.

BOUAOUN, A.; BEM-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. 2015. DOI:10.14319/ijcto.34.2.

BRIESMEISTER, J. F. MCNP 4^a. **Monte Carlo N-Particle Transport System**. Los Alamos. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 1993.

BRINDHABAN, A.; AL-KHALIFAH, K. Radiation Dose to Premature Infants in Neonatal Intensive Care Units in Kuwait. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 111, n. 3, p.275–281, 2004. DOI: doi.org/10.1093/rpd/nch338.

BUNICK, A. P.; SCHELIN, H. R.; DENYAK, V. Estimativa de Dose Efetiva para Radiografias de Tórax em Pediatria Neonatal. **Associação Brasileira de Física Médica**. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Física Médica. Curitiba, 2016.

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 Radiology**. v.33, n.3, p.669-91, 2013. DOI:10.1088/0952-4746/33/3/669.

CARVALHO, E.; GRILO, R.; MATELA, N.; PEREIRA, P. Evaluation of the Dose standards in Pediatric Radiology: Comparison between Conventional Film Systems and Image Digitalization Systems in infants between 0-5 years old, in the x-ray of the Chest in Antero-Posterior Projection. **Revista Lusófona de Ciências e Tecnologias da Saúde**. v.21, n.4 p.37-46, 2007.

CERQUEIRA, R. A. D.; CONCEIÇÃO, B. M.; TEIXEIRA, C. H. C.; MOTA, C. D.; RODRIGUES, T. M. A.; 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.3, n. 4, p.39-42, 2011.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR.- CNEN NN 3.01. Diretrizes Básicas de Radioproteção, Diário Oficial da União, Brasília, 2014.

COSTA, P. R.; YOSHIMURA, E. M.; NERISSIAN, D. Y.; MELO, C. S. Correlation between effective dose and radiological risk: general concepts. **Radiologia Brasileira**. v. 49, n.3, p.176–181, 2016. DOI:<https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0097>.

CRANLEY, K.; GILMORE, B. J.; FOGARTY, G. W. A; DESPONDS, L. Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. Institute of Physics and Engineering in Medicine Report 78, York: IPEM, 1997.

CREALEY, M. R.; BOWDEN, L.; LUDUSAN, E.; PATHAN, M.; KENNY, B.; HANNIGAN, A.; PHILIP, R. K. Utilization of conventional radiography in a regional neonatal intensive care unit in Ireland. **The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine**. v.32, p.2667-2673. 2018. DOI:doi.org/10.1080/14767058.2018.1445713.

DATAMED. Tecnologia pela vida. Incubadora vision Advanced 2286. “Disponível em”: <https://datamedweb.com.br/produtos/fanem/neonatal/incubadorasneonatais/incubadora-a-vision-advanced-2286/>. “Acesso em”: 26 de jul de 2020. c2017.

DIAMENTOR[®] Systems. The dosimetry company. Dose area product meter, Ionization chambers and Accessories. “Disponível em”: <https://www.ptwdosimetry.com/en/overview-pages/diammentor-systems/>. “Acesso em”: 18 de jan de 2021. c2021.

FERREIRA, A. L.; NETO, A. A. L.; SILVANV, C. M. S.; SOUA, E. R.; NJAINE, K.; SILVA, K. H.; BASTOS, O.; SANCHEZ, R. N.; GOMES, R.; ASSIS, F. D.; DESLANDES, S. F. **Guia de atuação frente a maus-tratos na infância e na adolescência. Sociedade Brasileira de Pediatria (SBP)**. Ministério da Justiça. n.2, p.11-21, Rio de Janeiro, 2001.

FLÔR, R. C. Uma prática educativa de sensibilização quanto à exposição a radiação ionizante com profissionais de saúde. **Revista Brasileira de Enfermagem**. v.59, n.3, p.274-278, Florianópolis, 2006. DOI:doi.org/10.1590/S0034-71672006000300005.

FREITAS, L. O.; NACIF, M. S. Radiologia Prática – Para o estudante de Medicina. **Editora Revinter**. V.2, p.259, Rio de Janeiro, 2003.

GONÇALVES, F.; CARVALHAIS, J.; SERRALHEIRA, F. Analysis of the Repetition of Radiological Examinations: A Contribution to Patient Safety in Radiology of Hospital Emergency. **Acta Radiológica Portuguesa**. V.XXV, n.97, p.21-30, 2013.

HAMPEL, J. R.; PACOAL, A. Comparação e otimização de técnicas de imagem em radiografia pediátrica com suspeita de abuso físico. **Instituto Britânico de Radiologia**. v.91, p.1-9, 2018. DOI:10.1259 / bjr.20170650.

HOGAN, A. H.; BELLIN, E.; DOUGLAS, L.; LEVIN, T. L.; ESTEBAN-CRUCIANI, N. Radiation Exposure of Premature Infants Beyond the Perinatal Period. **American Academy of Pediatrics**. V.8, n.11, 2018. DOI://doi.org/10.1542/hpeds.2018-0008.

ICRP 103. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Publication n° 103 - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, 2007.

ICRP 60. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Publication n° 60 – “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, 1991.

ICRP 85. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures**. ICRP Publications n° 85 - Annals of the ICRP 30, Oxford, UK: Pergamon Press, 2000. [https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(01\)00004-5](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(01)00004-5).

JONES, N. F.; PALARM, T. W.; NEGUS, I. S. 2001. Neonatal chest and abdominal radiation dosimetry: a comparison of two radiographic techniques. **The British Journal of Radiology**. v.74, p.920–925, 2001. DOI://doi.org/10.1259/bjr.74.886.740920.

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; DE MELO LIMA, V. J.; BROWN, R. K. Fash and Mash: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Physics in Medicine & Biology**. v.55, p.163–189. 2010. DOI://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/010.

LACERDA, M. A. S.; SILVA, T. A.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. N. M. V.; MATUSHITA, J. K. Riscos dos exames radiográficos em recém-nascidos internados em um Hospital Público de Belo Horizonte, MG. **Radiologia Brasileira**. v.41, n.5, p.325-329, 2008. DOI://doi.org/10.1590/S0100-39842008000500011

LACEY, G.; MORLEY, S.; BERMAN, L. Radiografia do Tórax: Um Guia Prático. **Elsevier**. 2010.

LEITE, A. M.; MORAES, E. L.; MATIELO, E. V. C.; KUDZIELICZ, E.; FULIOTTI, P. A.; ARAÚJO, S. A. N.; STEMPLIUK, V. A. **Livro do Aluno Neonatologia de Risco. Curso de Especialização Profissional de Nível Técnico em Enfermagem. FUNDAP**. v.1, p.133-139, São Paulo, 2011.

LI, C.; CHEN, Z.; YANG, L.; LY, B.; LIU, J.; VARSIER, N.; HAJEM, A.; WIART, J.; XIE, Y.; MA, L.; WU, T. Geração de modelos anatômicos infantis para avaliação de exposições a campos eletromagnéticos. **Bio Electro Magnetics**. v.36, p.10-26, 2014. DOI:https://doi.org/10.1002/bem.21868.

LIMA, C. M. A.; MONTEIRO, A. M. V. Proteção Radiológica à Criança e ao Adolescente. **Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto, UERJ**. P.35-41, Rio de Janeiro, 2011.

McCONN, R. J. Jr.; GESH, C. J.; PAGH, R. T.; RUCKER, R. A.; WILLIAMS III, R. G. “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*”. **Radiation Portal Monitor**. Pacific Northwest National Laboratory. PNNL-15870, Rev.1, ps. 35, 93, 154, 165, 176, 183, 243, 262. Washington, 2011.

MENON, D.; MARTINS, A. P.; DYNIEWICZ, A. M. Condições de Conforto do Paciente Internado em UTI Neonatal. **Cadernos da Escola de Saúde Enfermagem UNIBRASIL**. n.1, p.1-15, 2008.

MS/ANVISA - AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA - MINISTÉRIO DA SAÚDE. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC n.330, de 20 de dezembro de 2019, Brasil.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria SES-DF Nº 29. CRITÉRIOS DE ADMISSÃO E ALTA NAS UNIDADES NEONATAIS DA SES/DF. Coordenação de Neonatologia – GEAI/DIASE/SAS/SES. Brasília, 2006.

MINAYO, M. C. S. Violência contra crianças e adolescentes: questão social, questão de saúde. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**. v.2, n.1, p.91-102, Recife, 2001. DOI://doi.org/10.1590/S1519-38292001000200002.

MORAES-FILHO, I. M.; SOUZA, G. B.; NASCIMENTO, F. N. N.; SANTOS, J. L. A.; CARVALHO, M. C. Checklist do Recém-nascido: Principais Diagnósticos de Enfermagem Mediante Intercorrências e Susceptibilidade das Mesmas no Neonatal. **Revista Científica Sena Aires**. v.1, p. 30-48, 2017.

MOREIRA, M. E. L.; BRAGA, N. A.; MORSCH, D. S. Quando a vida começa diferente: o bebê e sua família na UTI neonatal. **Editora Fiocruz**. P.24-25. Rio de Janeiro, 2003. DOI://doi.org/10.7476/9788575413579.

NAVARRO, M. V. T.; LEITE, H. J. D.; ALEXANDINO, J. C.; COSTA, E. A. Control of health risks in radiodiagnosis: a historic approach. **História, Ciências, Saúde**. v.15, n.4, p.1039-1047, 2008. DOI://doi.org/10.1590/S0104-59702008000400009.

OKUNO, E. Epidemiologia do câncer devido a radiações e a elaboração de recomendações. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.3, n.1, p.43-55, 2009.

PELOWITZ, B. D. MCNP X User's Manual, version 2.7.0. Report LA-CP-11-00438. **Los Alamos National Laboratory**. 2011.

PICINI, M.; GONÇALVES, J. R. R.; BRINGHENTI, T.; FORLIN, E. Avaliação de crianças com suspeita de maus-tratos físicos: um estudo de 500 casos. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**. v.3, n.52, p.284-290, 2017. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2016.07.017>.

SANTOS, W. 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.

SANTOS, W. S.; DIAS, D. M.; J.V. BATISTA.; MAIA, A. F. Avaliação Dosimétrica numa Unidade de Terapia Intensiva Neonatal de uma Maternidade Pública do Estado de Sergipe. **Associação Brasileira de Física Médica**. Anais do XV Congresso Brasileiro de Física Médica. Aracajú- SE, 2010.

SANTOS, W. S.; MAIA, A. F. Riscos Ocupacionais e do Público Durante Exames Radiológicos em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) de um Hospital Público de Sergipe. **Scientia Plena**. v.5, n.11, p.1-5, 2009.

SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; BELINATO, W.; CALDAS, L. V. E.; CARVALHO, A. B.; MAIA, A. F. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. **Medical Physics**. v.31, n.8, p.929-33, 2015. DOI://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.011.

SEARES, M. C.; FERREIRA, C. A. A importância do conhecimento sobre Radioproteção pelos Profissionais da Radiologia. **Núcleo de Tecnologia Clínica**. p.1-4. Florianópolis, 2002.

SCHMIDT, G. T.; PAULA, V. Doses de Exposição em Exames Radiológicos Realizados em Sistemas CR e Tela-Filme. **Ciências Naturais e Tecnológicas**. v.12, n.1, p.65-75, 2011.

SOUZA, R. M.; BALDISSEROTTO. MATTEO.; PIVA, J. P.; ICAZA, E. E. S. Use of chest radiography in pediatric intensive care unit. **Scientia Medica**. v.23, n.3, p.191-198. Porto Alegre, 2013.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. Radioproteção e Dosimetria: fundamentos. **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Rio de Janeiro, 2013.

TAVANO, P. T. Anatomia do recém-nascido e da criança: características gerais. **Ensaio e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde**. Universidade Anhanguera. Editora Uniderp. V.XII, n.1, p.63-75, Campo Grande, 2008.

TOCINO, I.; WESTCOTT, J.; DAVIS, S, D.; FLEISHON, H.; GEFTER, W, B.; HENSCHLE, C, I.; MCLOUD, T, C.; PUGATCH, R, D.; SOSTMAN, H, D.; WHITE,

C, S.; YANKELEVITZ, D.; BODE, F, R.; GOODMAN, L, R. Raios X no Leito de Rotina Diária. **American College of Radiology**. P.759-765, 1999.

TURNER, J. E. Interaction of ionizing radiation with matter. **Health Physics Society**. v.88, n.6, p.520–544. 2005. DOI: //doi.org/10.1097/00004032-200506000-00002.

VACHHARAJANI, A.; NEETA. A. V.; NAJAF. T. Neonatal Radiation Exposure. **NeoReviews**. v.14 n.4. Chicago, 2013. DOI://doi.org/10.1542/neo.14-4-e190.

VALENTE, M.; OLIVEIRA, L. A. N.; CARNEIRO-SAMPAIO, M. Pediatric radiology: the necessity of a child-friendly diagnosis. **Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. Radiologia Brasileira**. v.45, n.5, 2012. DOI://doi.org/10.1590/S0100-39842012000500001.

VILA-CHAN, B.; CARVALHO, A.; ANDRADE, M. E. A.; BARROS, V. S. M.; KHOURY, H. J. Estimativa do Produto Kerma ar na Superfície de Entrada da pele de Pacientes Pediátricos Submetidos à Radiografia de Tórax. **International Joint Conference Radiology**. Sociedade Brasileira de proteção Radiológica. Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica – SBPR. p.26-29, 2014.

VODOVATOV, A. V., POTRAKHOV, Yu. N POTRAKHOV, N.N., ALHAZISHVILI, A. V., SHATSKIY, I. G. Estimation of the Effective Doses for Radiography of the Premature Newborns Performed on Dedicated X-ray Units. **6th International Conference on X-ray, Electrovacuum and Biomedical Technique**. v.2250, n.1, 2020. DOI:https://doi.org/10.1063/5.0013268.

XTEC. Vendas e manutenção de equipamentos hospitalares, especializada em diagnóstico por imagem. “Disponível em”: <http://www.xtec.med.br/>. “Acesso em”: 26 de jul de 2020. c2015.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: Princípios e Aplicações em Física Médica Monte Carlo Method: Principles and Applications in Medical Physics. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.3, n.1, p. 141–149, 2009.

YOSHIMURA, E. M. Radiation Physics: interaction of radiation with matter. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.3, n.1, p. 57-67. São Paulo, 2009.

ZAI, H.; TSUI, B. M. W. Review of Computational anthropomorphic anatomical and physiological models. **Proceedings of the IEEE- Advancing Technology for Humanity**. v.97, p.1–16, 2009. DOI:<https://doi.org/10.1109/JPROC.2009.2032852>.

APÊNDICE A: Valores de Dose Equivalente (μSv) e Dose Efetiva (μSv) para o Recém-nascido examinado.

Os demais tecidos são: glândulas suprarrenais, região extratorácica, vesícula biliar, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, ovários, intestino delgado, baço, timo e útero.

Tabela A1. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para órgãos críticos do RN examinado com tensão de 45 kV e tamanhos de campo de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, $24 \times 30 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$. As incertezas são apresentadas entre parênteses.

Órgãos/tecidos	$18 \times 24 \text{ cm}^2$	$24 \times 30 \text{ cm}^2$	$30 \times 30 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$
Medula Vermelha	2,47E-02 (0,10%)	3,38E-02 (0,09%)	3,46E-02 (0,09%)	5,59E-02 (0,07%)
Cólon	8,49E+00 (0,03%)	1,01E+01 (0,02%)	1,02E+01 (0,02%)	1,03E+01 (0,02%)
Pulmão	1,01E+01 (0,02%)	1,15E+01 (0,02%)	1,16E+01 (0,02%)	1,17E+01 (0,02%)
Estômago	1,02E+01 (0,04%)	1,02E+01 (0,04%)	1,02E+01 (0,04%)	1,03E+01 (0,04%)
Mamas	9,54E-02 (0,16%)	9,47E-02 (0,15%)	9,51E-02 (0,15%)	9,56E-02 (0,15%)
Demais Tecidos	2,74E-02 (0,01%)	3,79E-02 (0,01%)	3,84E-02 (0,01%)	4,34E-02 (0,01%)
Gônadas	5,00E-01 (0,93%)	1,13E+01 (0,24%)	1,14E+01 (0,24%)	1,18E+01 (0,23%)
Bexiga	1,98E+00 (0,20%)	2,64E+01 (0,06%)	2,65E+01 (0,06%)	2,70E+01 (0,06%)
Esôfago	3,62E+00 (0,12%)	4,84E+00 (0,10%)	4,93E+00 (0,10%)	5,02E+00 (0,10%)
Fígado	1,93E+01 (0,02%)	1,92E+01 (0,02%)	1,93E+01 (0,02%)	1,94E+01 (0,02%)
Tireoide	1,26E+00 (0,38%)	1,23E+01 (0,12%)	1,24E+01 (0,12%)	1,27E+01 (0,12%)
Superfície Óssea	3,41E-02 (0,09%)	1,96E-01 (0,05%)	1,98E-01 (0,05%)	2,08E-01 (0,05%)
Cérebro	4,83E-01 (0,18%)	1,50E+00 (0,10%)	1,71E+00 (0,10%)	5,88E+00 (0,05%)
Glândulas Salivares	6,86E-01 (0,27%)	1,10E+01 (0,08%)	1,12E+01 (0,08%)	1,20E+01 (0,08%)
Pele	8,42E-00 (0,01%)	1,31E+01 (0,01%)	1,37E+01 (0,01%)	1,62E+01 (0,01%)
Lente dos olhos	3,44E-01 (0,54%)	1,30E+00 (0,27%)	1,38E+00 (0,27%)	3,80E+01 (0,05%)
Dose Efetiva (μSv)	4,66E+00 (0,08%)	7,51E+00 (0,03%)	7,56E+00 (0,03%)	7,75E+00 (0,03%)

Tabela A2. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para órgãos críticos do RN examinado com tensão de 50 kV e tamanhos de campo de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, $24 \times 30 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$. As incertezas são apresentadas entre parênteses.

Órgãos/tecidos	$18 \times 24 \text{ cm}^2$	$24 \times 30 \text{ cm}^2$	$30 \times 30 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$
Medula vermelha	2,85E-02 (0,10%)	3,95E-02 (0,08%)	4,05E-02 (0,08%)	6,53E-02 (0,07%)
Cólon	9,30E+00 (0,03%)	1,12E+01 (0,02%)	1,13E+01 (0,02%)	1,14E+01 (0,02%)
Pulmão	1,13E+01 (0,02%)	1,28E+01 (0,02%)	1,29E+01 (0,02%)	1,31E+01 (0,02%)
Estômago	1,14E+01 (0,04%)	1,14E+01 (0,04%)	1,15E+01 (0,04%)	1,16E+01 (0,04%)
Mamas	9,87E-02 (0,15%)	9,81E-02 (0,15%)	9,85E-02 (0,15%)	9,90E-02 (0,15%)
Demais tecidos	3,02E-02 (0,01%)	4,18E-02 (0,01%)	4,24E-02 (0,01%)	4,78E-02 (0,01%)
Gônadas	6,34E-01 (0,83%)	1,23E+01 (0,22%)	1,24E+01 (0,22%)	1,29E+01 (0,22%)
Bexiga	2,43E+00 (0,19%)	2,90E+01 (0,06%)	2,91E+01 (0,06%)	2,97E+01 (0,06%)
Esôfago	4,39E+00 (0,11%)	5,80E+00 (0,10%)	5,91E+00 (0,10%)	6,02E+00 (0,10%)
Fígado	2,16E+01 (0,02%)	2,16E+01 (0,02%)	2,17E+01 (0,02%)	2,19E+01 (0,02%)
Tireoide	1,58E+00 (0,35%)	1,40E+01 (0,11%)	1,41E+01 (0,11%)	1,44E+01 (0,11%)
Superfície óssea	4,17E-02 (0,08%)	2,27E-01 (0,05%)	2,29E-01 (0,05%)	2,43E-01 (0,05%)
Cérebro	6,57E-01 (0,16%)	2,00E+00 (0,09%)	2,25E+00 (0,09%)	7,61E+00 (0,05%)
Glândulas salivares	8,29E-01 (0,25%)	1,23E+01 (0,08%)	1,24E+01 (0,08%)	1,33E+01 (0,07%)
Pele	8,81E+00 (0,01%)	1,37E+01 (0,01%)	1,44E+01 (0,01%)	1,69E+01 (0,01%)
Lente dos olhos	4,06E-01 (0,50%)	1,53E+00 (0,26%)	1,62E+00 (0,25%)	4,01E+01 (0,05%)
Dose Efetiva (μSv)	5,21E+00 (0,07%)	8,35E+00 (0,03%)	8,42E+00 (0,03%)	8,64E+00 (0,03%)

Tabela A3. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para órgãos críticos do RN examinado com tensão de 60 kV e tamanhos de campo de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, $24 \times 30 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$. As incertezas são apresentadas entre parênteses.

Órgãos/tecidos	$18 \times 24 \text{ cm}^2$	$24 \times 30 \text{ cm}^2$	$30 \times 30 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$
Medula vermelha	3,54E-02 (0,09%)	4,96E-02 (0,08%)	5,09E-02 (0,08%)	8,21E-02 (0,06%)
Cólon	1,09E+01 (0,02%)	1,32E+01 (0,02%)	1,33E+01 (0,02%)	1,34E+01 (0,02%)
Pulmão	1,34E+01 (0,02%)	1,52E+01 (0,02%)	1,54E+01 (0,02%)	1,56E+01 (0,02%)
Estômago	1,37E+01 (1,37%)	1,38E+01 (0,03%)	1,39E+01 (0,03%)	1,40E+01 (0,03%)
Mamas	1,06E-01 (0,15%)	1,05E-01 (0,15%)	1,06E-01 (0,15%)	1,06E-01 (0,15%)
Demais tecidos	3,54E-02 (0,01%)	4,91E-02 (0,01%)	4,99E-02 (0,01%)	5,61E-02 (0,01%)
Gônadas	8,62E-01 (0,74%)	1,43E+01 (0,21%)	1,44E+01 (0,21%)	1,50E+01 (0,21%)
Bexiga	3,21E+00 (0,17%)	3,40E+01 (0,06%)	3,41E+01 (0,06%)	3,48E+01 (0,06%)
Esôfago	5,72E+00 (0,10%)	7,48E+00 (0,09%)	7,62E+00 (0,09%)	7,78E+00 (0,09%)
Fígado	2,60E+01 (0,02%)	2,60E+01 (0,02%)	2,62E+01 (0,02%)	2,64E+01 (0,02%)
Tireoide	2,09E+00 (0,31%)	1,70E+01 (0,11%)	1,71E+01 (0,10%)	1,76E+01 (0,10%)
Superfície óssea	5,44E-02 (0,08%)	2,82E-01 (0,05%)	2,85E-01 (0,05%)	3,03E-01 (0,04%)
Cérebro	9,61E-01 (0,14%)	2,85E+00 (0,08%)	3,19E+00 (0,08%)	1,06E+01 (0,04%)
Glândulas salivares	1,07E+00 (0,23%)	1,46E+01 (0,07%)	1,48E+01 (0,07%)	1,60E+01 (0,07%)
Pele	9,57E+00 (0,01%)	1,48E+01 (0,01%)	1,56E+01 (0,01%)	1,84E+01 (0,01%)
Lente dos olhos	5,19E-01 (0,46%)	1,94E+00 (0,23%)	2,06E+00 (0,23%)	4,46E+01 (0,05%)
Dose Efetiva (μSv)	6,25E+00 (0,06%)	9,94E+00 (0,03%)	10,03E+00 (0,03%)	10,31E+00 (0,03%)

Tabela A4. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para 6rg6os cr6ticos do RN examinado com tens6o de 70 kV e tamanhos de campo de $18\times 24\text{ cm}^2$, $24\times 30\text{ cm}^2$, $30\times 30\text{ cm}^2$ e $40\times 40\text{ cm}^2$. As incertezas s6o apresentadas entre par6nteses.

6rg6os/tecidos	$18\times 24\text{ cm}^2$	$24\times 30\text{ cm}^2$	$30\times 30\text{ cm}^2$	$40\times 40\text{ cm}^2$
Medula vermelha	3,95E-02 (0,09%)	5,58E-02 (0,07%)	5,74E-02 (0,07%)	9,24E-02 (0,06%)
C6lon	1,17E+01 (0,02%)	1,42E+01 (0,02%)	1,44E+01 (0,02%)	1,45E+01 (0,02%)
Pulm6o	1,45E+01 (0,02%)	1,66E+01 (0,02%)	1,68E+01 (0,02%)	1,70E+01 (0,02%)
Est6mago	1,50E+01 (0,03%)	1,51E+01 (0,03%)	1,52E+01 (0,03%)	1,53E+01 (0,03%)
Mamas	1,10E-01 (0,15%)	1,09E-01 (0,15%)	1,10E-01 (0,15%)	1,10E-01 (0,15%)
Demais tecidos	3,83E-02 (0,01%)	5,31E-02 (0,01%)	5,40E-02 (0,01%)	6,07E-02 (0,01%)
G6nadas	1,05E+00 (0,67%)	1,52E+01 (0,21%)	1,53E+01 (0,20%)	1,61E+01 (0,19%)
Bexiga	3,80E+00 (0,16%)	3,63E+01 (0,05%)	3,65E+01 (0,05%)	3,73E+01 (0,05%)
Es6fago	6,64E+00 (0,10%)	8,61E+00 (0,08%)	8,79E+00 (0,08%)	8,98E+00 (0,08%)
F6gado	2,84E+01 (0,02%)	2,85E+01 (0,02%)	2,87E+01 (0,02%)	2,89E+01 (0,02%)
Tireoide	2,51E+00 (0,29%)	1,88E+01 (0,10%)	1,90E+01 (0,10%)	1,96E+01 (0,10%)
Superf6cie 6ssea	6,35E-02 (0,07%)	3,13E-01 (0,04%)	3,17E-01 (0,04%)	3,38E-01 (0,04%)
C6rebro	1,27E+00 (0,12%)	3,67E+00 (0,07%)	4,07E+00 (0,07%)	1,31E+01 (0,04%)
Gl6ndulas salivares	1,27E+00 (0,21%)	1,59E+01 (0,07%)	1,61E+01 (0,07%)	1,75E+01 (0,07%)
Pele	9,98E+00 (0,01%)	1,54E+01 (0,01%)	1,63E+01 (0,01%)	1,91E+01 (0,01%)
Lente dos olhos	6,26E-01 (0,41%)	2,32E+00 (0,21%)	2,45E+00 (0,21%)	4,73E+01 (0,05%)
Dose Efetiva (μSv)	6,83E+00 (0,06%)	10,79E+00 (0,03%)	10,90E+00 (0,03%)	11,23E+00 (0,03%)

APÊNDICE B: Valores de Dose Equivalente (μSv) e Dose Efetiva (μSv) para o Recém-nascido na incubadora vizinha.

Os demais tecidos são: glândulas suprarrenais, região extratorácica, vesícula biliar, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, ovários, intestino delgado, baço, timo e útero.

Tabela B1. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para órgãos críticos do RN na incubadora vizinha com tensão de 45 kV e tamanhos de campo de $18\times 24\text{ cm}^2$, $24\times 30\text{ cm}^2$, $30\times 30\text{ cm}^2$ e $40\times 40\text{ cm}^2$. As incertezas são apresentadas entre parênteses.

Órgãos/tecidos	18×24 cm²	24×30 cm²	30×30 cm²	40×40 cm²
Medula Vermelha	4,37E-05 (4,98%)	6,65E-05 (4,00%)	7,38E-05 (3,75%)	8,65E-05 (3,45%)
Cólon	1,48E-03 (2,04%)	2,27E-03 (1,64%)	2,60E-03 (1,53%)	3,15E-03 (1,40%)
Pulmão	1,78E-03 (1,64%)	2,68E-03 (1,33%)	3,09E-03 (1,24%)	3,71E-03 (1,13%)
Estômago	6,78E-04 (1,64%)	1,01E-03 (3,90%)	1,15E-03 (3,68%)	1,40E-03 (3,35%)
Mamas	1,40E-05 (4,96%)	1,88E-05 (11,39%)	2,13E-05 (10,67%)	2,54E-05 (9,84%)
Demais Tecidos	8,31E-06 (0,05%)	1,25E-05 (0,04%)	1,45E-05 (0,04%)	1,74E-05 (0,03%)
Gônadas	8,08E-04 (30,72%)	1,14E-03 (24,95%)	1,37E-03 (21,93%)	1,77E-03 (18,96%)
Bexiga	2,13E-03 (6,29%)	3,21E-03 (5,07%)	3,85E-03 (4,47%)	4,69E-03 (4,26%)
Esôfago	1,06E-03 (7,81%)	1,63E-03 (6,03%)	1,84E-03 (5,72%)	2,27E-03 (5,16%)
Fígado	3,41E-03 (1,84%)	5,15E-03 (1,48%)	5,90E-03 (1,38%)	7,10E-03 (1,26%)
Tireoide	3,35E-03 (7,79%)	5,16E-03 (6,01%)	6,01E-03 (5,53%)	7,38E-03 (5,01%)
Superfície Óssea	4,80E-05 (3,12%)	7,46E-05 (2,53%)	8,64E-05 (2,38%)	1,03E-04 (2,18%)
Cérebro	8,36E-03 (1,40%)	1,24E-02 (1,13%)	1,43E-02 (1,06%)	1,70E-02 (0,97%)
Glândulas Salivares	4,01E-03 (3,33%)	5,97E-03 (2,69%)	6,78E-03 (2,48%)	8,15E-03 (2,30%)
Pele	3,82E-03 (0,53%)	5,81E-03 (0,43%)	6,68E-03 (0,40%)	7,95E-03 (0,36%)
Lente dos Olhos	1,21E-02 (5,46%)	1,84E-02 (4,35%)	2,14E-02 (4,09%)	2,61E-02 (3,66%)
Dose Efetiva (μSv)	1,11E-03 (3,15%)	1,67E-03 (2,55%)	1,93E-03 (2,30%)	2,34E-03 (2,05%)

Tabela B2. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para 6rg6os cr6ticos do RN na incubadora vizinha com tens6o de 50 kV e tamanhos de campo de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, $24 \times 30 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$. As incertezas s6o apresentadas entre par6nteses.

6rg6os/tecidos	$18 \times 24 \text{ cm}^2$	$24 \times 30 \text{ cm}^2$	$30 \times 30 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$
Medula vermelha	5,45E-05 (4,46%)	8,47E-05 (3,63%)	9,65E-05 (3,35%)	1,15E-04 (3,05%)
C6lon	1,90E-03 (1,87%)	2,87E-03 (1,50%)	3,26E-03 (1,40%)	3,92E-03 (1,28%)
Pulm6o	2,30E-03 (1,49%)	3,43E-03 (1,20%)	3,91E-03 (1,12%)	4,70E-03 (1,02%)
Est6mago	8,86E-04 (4,24%)	1,37E-03 (3,38%)	1,58E-03 (3,17%)	1,87E-03 (2,89%)
Mamas	1,47E-05 (13,19%)	2,24E-05 (10,34%)	2,54E-05 (9,62%)	2,73E-05 (9,18%)
Demais tecidos	1,04E-05 (0,04%)	1,56E-05 (0,01%)	1,79E-05 (0,03%)	2,15E-05 (0,03%)
G6nadas	1,16E-03 (22,92%)	1,76E-03 (17,81%)	2,06E-03 (16,63%)	2,58E-03 (15,36%)
Bexiga	3,21E-03 (5,55%)	4,55E-03 (4,54%)	5,20E-03 (4,26%)	6,31E-03 (3,85%)
Es6fago	1,36E-03 (6,97%)	2,18E-03 (5,58%)	2,55E-03 (5,15%)	3,09E-03 (4,65%)
F6gado	4,33E-03 (1,68%)	6,53E-03 (1,35%)	7,52E-03 (1,26%)	9,04E-03 (1,15%)
Tireoide	4,00E-03 (6,86%)	6,03E-03 (5,60%)	7,35E-03 (5,10%)	8,66E-03 (4,73%)
Superf6cie 6ssea	6,42E-05 (2,85%)	9,59E-05 (2,30%)	1,09E-04 (2,16%)	1,32E-04 (1,97%)
C6rebro	1,08E-02 (1,26%)	1,62E-02 (1,02%)	1,86E-02 (0,95%)	2,22E-02 (0,87%)
Gl6ndulas salivares	4,79E-03 (3,00%)	7,02E-03 (2,46%)	8,08E-03 (2,27%)	9,71E-03 (2,07%)
Pele	4,49E-03 (0,50%)	6,79E-03 (0,40%)	7,80E-03 (0,37%)	9,27E-03 (0,34%)
Lente dos olhos	1,43E-02 (4,93%)	2,11E-02 (4,00%)	2,39E-02 (3,81%)	2,86E-02 (3,42%)
Dose Efetiva (μSv)	1,43E-03 (2,59%)	2,15E-03 (2,03%)	2,48E-03 (1,89%)	2,98E-03 (1,76%)

Tabela B3. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para $\text{6rg\~{a}os}$ cr\~{i}ticos do RN na incubadora vizinha com tens\~{a}o de 60 kV e tamanhos de campo de $18\times 24\text{ cm}^2$, $24\times 30\text{ cm}^2$, $30\times 30\text{ cm}^2$ e $40\times 40\text{ cm}^2$. As incertezas s\~{a}o apresentadas entre par\~{e}nteses.

6rg\~{a}os/tecidos	18\times24 cm²	24\times30 cm²	30\times30 cm²	40\times40 cm²
Medula Vermelha	8,09E-05 (3,78%)	1,23E-04 (3,06%)	1,42E-04 (2,84%)	1,70E-04 (2,59%)
C6lon	2,51E-03 (1,69%)	3,80E-03 (1,37%)	4,35E-03 (1,28%)	5,23E-03 (1,17%)
Pulm\~{a}o	3,10E-03 (1,32%)	4,65E-03 (1,07%)	5,34E-03 (1,01%)	6,39E-03 (0,92%)
Est6mago	1,33E-03 (3,68%)	2,03E-03 (2,95%)	2,30E-03 (2,74%)	2,74E-03 (2,49%)
Mamas	1,73E-05 (12,71%)	2,62E-05 (10,20%)	3,09E-05 (9,34%)	3,67E-05 (8,52%)
Demais Tecidos	1,38E-05 (0,04%)	2,07E-05 (0,03%)	2,38E-05 (0,03%)	2,85E-05 (0,03%)
G6nadas	1,53E-03 (19,64%)	2,22E-03 (15,60%)	2,63E-03 (14,51%)	3,17E-03 (13,09%)
Bexiga	4,30E-03 (4,65%)	6,35E-03 (3,81%)	7,17E-03 (3,59%)	8,62E-03 (3,33%)
Es6fago	2,17E-03 (6,08%)	3,30E-03 (4,88%)	3,78E-03 (4,50%)	4,52E-03 (4,08%)
F\~{i}gado	5,92E-03 (1,53%)	8,93E-03 (1,23%)	1,02E-02 (1,15%)	1,22E-02 (1,06%)
Tireoide	5,44E-03 (5,91%)	8,30E-03 (4,77%)	9,60E-03 (4,50%)	1,16E-02 (4,20%)
Superf\~{i}cie 6ssea	9,07E-05 (2,55%)	1,34E-04 (2,08%)	1,54E-04 (1,93%)	1,83E-04 (1,78%)
C6rebro	1,50E-02 (1,14%)	2,23E-02 (0,93%)	2,54E-02 (0,87%)	3,02E-02 (0,79%)
Gl\~{a}ndulas Salivares	6,27E-03 (2,69%)	9,54E-03 (2,19%)	1,09E-02 (2,04%)	1,29E-02 (1,87%)
Pele	5,75E-03 (0,46%)	8,58E-03 (0,37%)	9,83E-03 (0,35%)	1,17E-02 (0,32%)
Lente dos Olhos	2,12E-02 (4,31%)	3,18E-02 (3,50%)	3,65E-02 (3,32%)	4,41E-02 (3,00%)
Dose Efetiva (μSv)	1,95E-03 (2,33%)	2,94E-03 (1,86%)	3,36E-03 (1,72%)	4,03E-03 (1,56%)

Tabela B4. Valores de Dose Equivalente e Dose Efetiva (em μSv) para $\text{6rg\~{a}os}$ cr $\text{6}t$ icos do RN na incubadora vizinha com tens\~{a}o de 70 kV e tamanhos de campo de $18\times 24\text{ cm}^2$, $24\times 30\text{ cm}^2$, $30\times 30\text{ cm}^2$ e $40\times 40\text{ cm}^2$. As incertezas s\~{a}o apresentadas entre par\~{e}nteses.

6rg\~{a}os/tecidos	18\times24 cm2	24\times30 cm2	30\times30 cm2	40\times40 cm2
Medula vermelha	1,07E-04 (3,31%)	1,57E-04 (2,68%)	1,78E-04 (2,53%)	2,09E-04 (2,33%)
C6lon	3,07E-03 (1,52%)	4,61E-03 (1,22%)	5,27E-03 (1,15%)	6,40E-03 (1,05%)
Pulm\~{a}o	4,03E-03 (1,18%)	5,97E-03 (0,96%)	6,80E-03 (0,90%)	8,09E-03 (0,83%)
Est6mago	1,93E-03 (3,03%)	2,87E-03 (2,47%)	3,28E-03 (2,32%)	3,93E-03 (2,12%)
Mamas	1,71E-05 (11,87%)	2,64E-05 (9,64%)	3,10E-05 (8,95%)	3,68E-05 (8,10%)
Demais tecidos	1,70E-05 (0,04%)	2,54E-05 (0,03%)	2,91E-05 (0,03%)	3,48E-05 (0,03%)
G6nadas	2,40E-03 (16,00%)	3,32E-03 (13,39%)	3,87E-03 (12,45%)	4,57E-03 (11,34%)
Bexiga	4,79E-03 (4,41%)	7,63E-03 (3,57%)	8,73E-03 (3,35%)	1,03E-02 (3,04%)
Es6fago	2,66E-03 (5,20%)	4,21E-03 (4,07%)	4,83E-03 (3,79%)	5,70E-03 (3,46%)
F6gado	7,46E-03 (1,38%)	1,13E-02 (1,11%)	1,29E-02 (1,04%)	1,54E-02 (0,95%)
Tireoide	7,36E-03 (5,31%)	1,02E-02 (4,44%)	1,15E-02 (4,14%)	1,38E-02 (3,79%)
Superf6cie 6ssea	1,13E-04 (2,30%)	1,67E-04 (1,88%)	1,89E-04 (1,77%)	2,26E-04 (1,61%)
C6rebro	1,89E-02 (1,03%)	2,82E-02 (0,84%)	3,20E-02 (0,79%)	3,83E-02 (0,72%)
Gl\~{a}ndulas salivares	7,20E-03 (2,55%)	1,09E-02 (2,08%)	1,24E-02 (1,96%)	1,48E-02 (1,78%)
Pele	6,63E-03 (0,43%)	9,93E-03 (0,35%)	1,14E-02 (0,33%)	1,35E-02 (0,30%)
Lente dos olhos	2,42E-02 (3,98%)	3,58E-02 (3,26%)	4,08E-02 (3,12%)	4,99E-02 (2,81%)
Dose Efetiva (μSv)	2,51E-03 (2,03%)	3,73E-03 (1,67%)	4,26E-03 (1,55%)	5,09E-03 (1,41%)