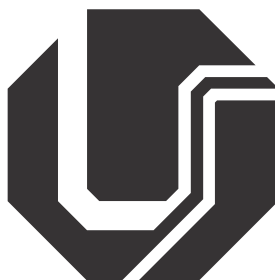


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



ARTHUR DE SOUZA BORGES ZUCHETTI ALVES

Estimativa do Risco de Câncer Radioinduzido em Pacientes Pediátricos
Submetidos a Radiografias de Tórax via Simulação Monte Carlo

UBERLÂNDIA, MG

2025

ARTHUR DE SOUZA BORGES ZUCHETTI ALVES

Estimativa do Risco de Câncer Radioinduzido em Pacientes Pediátricos
Submetidos a Radiografias de Tórax via Simulação Monte Carlo

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Programa de Pós-Graduação em En-
genharia Biomédica da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos necessários à obtenção do tí-
tulo de Mestre em Ciências.

Linha de pesquisa: Tecnologias em
Radiações, Imagens Médicas e Biológi-
cas.

Orientador: Profa. Dra. Ana Paula
Perini

UBERLÂNDIA, MG

2025

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

A474 Alves, Arthur de Souza Borges Zuchetti, 2001-
2025 Estimativa do Risco de Câncer Radioinduzido em
Pacientes Pediátricos Submetidos a Radiografias de Tórax
via Simulação Monte Carlo [recurso eletrônico] / Arthur
de Souza Borges Zuchetti Alves. - 2025.

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.2025.141>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula, 1981-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-
graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.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, 117, PPGEB				
Data:	vinte e oito de fevereiro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	10:38
Matrícula do Discente:	12322EBI001				
Nome do Discente:	Arthur de Souza Borges Zuchetti Alves				
Título do Trabalho:	Estimativa do Risco de Câncer Radioinduzido em Pacientes Pediátricos Submetidos a Radiografias de Tórax via Simulação Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Implementação de práticas dosimétricas em serviços de radiodiagnóstico de Uberlândia e região				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: William de Souza Santos - PPGEB/UFU e DFI/UFS; Diego Castanon Galeano - HUJM-UFMT/EBSERH; Ana Paula Perini - PPGEB/UFU orientadora do candidato.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, 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 a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

Aprovado.

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 28/02/2025, às 10:43, 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 **Diego Castanon Galeano, Usuário Externo**, em 28/02/2025, às 10:43, 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, Usuário Externo**, em 28/02/2025, às 10:43, 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 **6138250** e o código CRC **DB481F58**.

Referência: Processo nº 23117.013106/2025-28

SEI nº 6138250

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por todas as virtudes e bençãos a mim concebidas durante esse período cheio de dificuldades e desafios, e por conseguir superar todos eles.

Agradeço também à minha mãe, Tatiana, e ao meu pai, José Antônio, por todo o apoio e amor incondicional desde sempre e em tudo que eu me propus a fazer. Nada disso seria possível sem vocês.

À minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, por toda a confiança e apoio ao meu trabalho, sempre abrindo portas e mostrando oportunidades em lugares onde eu jamais imaginaria, e sempre também disposta a ouvir sobre todos os problemas nesse caminho e ser uma voz de amparo.

Ao Prof. Dr. William de Souza Santos, que possui a licença do software MCNPX e que, como colaborador deste trabalho, foi o responsável pelas simulações computacionais. Além disso, por todo o conhecimento passado, por toda a atenção e todo o incentivo para que eu fosse sempre melhor.

Ao Dr. Diego Castanon Galeano, por todo o auxílio com a parte experimental deste trabalho.

Ao Professor Dr. Lucio Pereira Neves, colaborador deste trabalho, pela obtenção dos espectros com o Software SpekCalc.

Aos meus colegas e amigos de laboratório, por todos os cafés e tardes passados juntos resolvendo problemas.

Ao atual secretário do PPGEb, Edson Montes Mundim Filho, por ser alguém sempre muito prestativo e atencioso, fornecendo todo o suporte acadêmico e burocrático que estava ao seu alcance para a minha formação.

Ao atual coordenador do PPGEb, Adriano de Oliveira Andrade, por elaborar e fornecer de bom grado aos alunos do programa este excelente *template* para escrita e formatação de textos científicos. Permitindo que nós alunos usássemos nosso tempo com o que mais importa, a pesquisa e desenvolvimento.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro através dos projetos de pesquisa 312124/2021-0 (A.P.P.) e 312160/2023-2 (L.P.N.). Também agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23. Este trabalho faz parte do Instituto Brasileiro de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações para a Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.

Agradeço à FAPEMIG pela bolsa de Mestrado obtida por meio do Projeto APQ-04215-22.

*"Study hard what interests you
the most in the most
undisciplined, irreverent and
original manner possible."*

Richard Feynmann

RESUMO

Radiografias de tórax são uma ferramenta diagnóstica fundamental em qualquer serviço que conte com um setor de radiologia. Por ser um procedimento eficiente, rápido, barato e não invasivo, ele é frequentemente usado como um exame inicial que vai indicar, e muitas vezes finalizar, o diagnóstico do paciente. O nível de exposição ao qual o paciente que faz uma radiografia de tórax é submetido é da ordem de poucos μGy , essa quantidade não é o suficiente para gerar qualquer tipo de reação tecidual, apenas estocásticas. No entanto, para o caso de pacientes pediátricos, devido a sua alta radiosensibilidade, a probabilidade desses efeitos estocásticos é consideravelmente maior. A partir deste cenário, o objetivo principal deste trabalho é utilizar simulações de Monte Carlo para determinar quantitativamente esses riscos de rádio indução de câncer, no formato de risco relativo excessivo, para exposições durante a infância. Para concretizar esse objetivo, o código de transporte de radiações MCNPX2.7.0 foi escolhido. Foram utilizados objetos simuladores virtuais disponibilizados na ICRP 143, incorporados em um cenário de exposição que replica uma sala de procedimentos padrão. Os valores de tensão foram escolhidos conforme a idade, variando de 60 kV para recém-nascidos até 77 kV para jovens de 15 anos. Os resultados de Monte Carlo foram normalizados pela dose de entrada na pele medida experimentalmente no Hospital Universitário Júlio Müller. Os resultados indicaram como esperado que pacientes expostos em estágios iniciais da vida têm maiores chances de desenvolver câncer em idades avançadas. Além disso, os objetos simuladores virtuais do gênero feminino também apresentaram os maiores valores de risco relativo excessivo (ERR), indicando também uma maior radiosensibilidade de mulheres, com relação a homens. O maior valor de ERR obtido foi de $59,43 \times 10^{-5}$ para o risco de câncer de estômago no objeto simulador virtual feminino de 15 anos na idade adulta, enquanto os menores foram inferiores a 1×10^{-5} para todos os casos de ERR para a próstata. Esses resultados mostram que a cada 100.000 casos diagnosticados apenas poucas dezenas de casos excessivos seriam esperados, para o caso de maior ERR. Finalmente, este trabalho conclui que, por mais que os riscos sejam baixos e os benefícios ao paciente pediátrico incluam um diagnóstico rápido, preciso e financeiramente viável, toda e qualquer recomendação de prática envolvendo radiações ionizantes para fins de saúde devem ter a decisão final tomada do médico responsável pelo paciente.

Palavras-chave: radiografia de tórax; pacientes pediátricos; simulações de Monte Carlo; risco relativo excessivo; rádio indução de câncer.

ABSTRACT

Chest radiographs are a fundamental diagnostic tool in any service equipped with a radiology department. As an efficient, quick, inexpensive, and non-invasive procedure, it is frequently employed as an initial examination to guide and often finalize the patient's diagnosis. The exposure level for a patient undergoing a chest radiograph is on the order of a few μGy , which is insufficient to cause any deterministic tissue reactions, only stochastic effects. However, for pediatric patients, due to their high radiosensitivity, the probability of these stochastic effects is significantly higher. Considering this scenario, the primary objective of this study is to utilize Monte Carlo simulations to quantitatively assess these cancer induction risks, expressed as excess relative risk (ERR), for exposures during childhood. To achieve this objective, the MCNPX2.7.0 radiation transport code was selected. Virtual simulators provided in ICRP 143 were used, incorporated into an exposure scenario replicating a standard procedure room. The voltage values were selected based on age, ranging from 60 kV for newborns to 77 kV for 15-year-old adolescents. The Monte Carlo results were normalized by the entrance skin dose experimentally measured at Júlio Müller University Hospital. The findings confirmed the expected, that patients exposed at earlier life stages have a higher likelihood of developing cancer at advanced ages. Additionally, female simulators consistently exhibited higher ERR values, indicating greater radiosensitivity in females compared to males. The highest ERR value obtained was $59,43 \times 10^{-5}$ for stomach cancer risk in the 15-year-old female simulator during adulthood, while the lowest values were below 1×10^{-5} for all ERR cases related to the prostate. These results suggest that for every 100.000 diagnosed cases, only a few dozen excess cases would be expected in the scenario of the highest ERR. Finally, this study concludes that, while the risks are low and the benefits to pediatric patients include rapid, accurate, and cost-effective diagnosis, any recommendations for practices involving ionizing radiation for healthcare purposes should ultimately be determined by the physician responsible for the patient.

Keywords: chest radiographs; pediatric patients; Monte Carlo simulations; excess relative risk; radiation-induced cancer.

Lista de Figuras

2.1	Regiões em função da energia e do número atômico do meio em que cada efeito de interação da radiação com a matéria é predominante: fotoelétrico para baixas energias e alto Z, Compton para médias energias e Produção de pares para altas energias. Retirada de (17).	7
3.1	Cenário simulado no código MCNPX2.7.0, à esquerda uma vista superior e à direita uma vista lateral. Em [1] está representado o tubo de raios-x modelado; em [2] está o objeto simulador (aqui ilustrado pelo simulador de 5 anos masculino) posicionado abaixo do tubo; em [3] está a mesa de procedimentos de Bakelite e em [4] é a célula de ar na entrada da pele para representar o detector [4]. Adaptada de (21).	17
3.2	Espectros de emissão utilizados na simulação gerados pelo software <i>SpekCalc</i> . .	20
4.1	Montagem experimental para a medição da DEP, com a <i>probe</i> do detector posicionada acima do objeto simulador tecido-equivalente de modo a representar a posição e o espalhamento referente a uma medida na entrada da pele de um paciente.	23
4.2	Comportamento geral do ERR em função da idade atingida e independente de órgão, gênero e dose, para uma idade de exposição <i>e</i> variável.	26

Lista de Tabelas

2.1	Principais mnemônicos utilizados na criação do Bloco de Superfícies. Adaptada de (11).	11
2.2	<i>Tallies</i> utilizáveis no Cartão de Dados do MCNP. Adaptada de (11).	12
2.3	Parâmetros utilizados na Equação 2.6 em que os índices M e F de β representam os respectivos riscos iniciais para homens e mulheres em cada órgão de risco. Adaptada de (7).	15
3.1	Resumo das descrições antropométricas de cada objeto simulador utilizado nas simulações. Adaptada de (12).	18
3.2	Resumo dos parâmetros radiográficos utilizados nas simulações	19
4.1	Dose de entrada na pele em função da tensão e cada idade do objeto simulador.	23
4.2	Diferença percentual da DEP entre os simuladores. Comparação feita com os femininos em relação aos masculinos.	24
4.3	Valores de dose absorvida em μGy para os principais órgãos de interesse. Os erros relativos são apresentados entre parênteses.	25
4.4	ERR para exposições considerando idade atingida de 20 anos em $\% \times 10^{-5}$. . .	28
4.5	ERR para exposições considerando idade atingida de 40 anos em $\% \times 10^{-5}$. . .	28
4.6	ERR para exposições considerando idade atingida de 60 anos em $\% \times 10^{-5}$. . .	28
B.1	Doses equivalentes calculadas para o conjunto completo de órgãos/tecidos do objeto simulador virtual feminino.	40
B.2	Doses equivalentes calculadas para o conjunto completo de órgãos/tecidos do objeto simulador virtual masculino.	41

Lista de Abreviaturas e Siglas

AP Anteroposterior

BEIR *Biologic Effects of Ionizing Radiation*

CC Coeficiente de Conversão

ERR *Excessive relative risk*

FAPEMIG Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais

HUJM Hospital Universitário Júlio Müller

ICRP *International Commission on Radiological Protection*

inp Arquivo de entrada do MCNP

LNT *Linear non-threshold*

mAs Produto corrente tempo

MCNP Monte Carlo N-Particle Transport Code

MCNPX Monte Carlo N-Particle eXtended

UFMT Universidade Federal do Mato Grosso

Conteúdo

Lista de Abreviaturas e Siglas	iii
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	3
1.1.1 Objetivo Geral	3
1.1.2 Objetivos Específicos	3
2 Referencial teórico	4
2.1 Radiações Ionizantes	4
2.1.1 Radiações Diretamente Ionizantes	4
2.1.2 Radiações Indiretamente Ionizantes	5
2.2 Interação da radiação com a matéria	5
2.2.1 Efeito Fotoelétrico	5
2.2.2 Efeito Compton	6
2.2.3 Produção e aniquilação de pares	6
2.2.4 Probabilidades relativas de interação de fótons com a matéria . . .	6
2.3 Produção de Raios-x	7
2.3.1 O Cátodo e o Filamento	7
2.3.2 O Ânodo e o Alvo	8
2.3.3 Invólucro e outras componentes	9
2.4 Estrutura do código MCNP	9
2.4.1 Bloco de Células	9
2.4.2 Bloco de Superfícies	10
2.4.3 Bloco de Dados	10
2.5 O modelo BEIR VII para risco de indução de câncer	14
2.5.1 ERR para incidência de Cânceres Sólidos	14
3 Metodologia	17
3.1 Cenário simulado	17
3.2 Objetos antropomórficos virtuais	18
3.3 Parâmetros radiográficos	18

3.4	Espectro de emissão da fonte	19
3.5	Redução de Variância	20
3.6	Hardware utilizado e versão do código MCNP	20
4	Resultados e Discussões	22
4.1	Validação dos resultados	22
4.2	Comparação com a literatura	24
4.3	Cálculo das doses em cada órgão	25
4.4	ERR conforme a idade de exposição e idade atingida	25
4.5	ERR calculado para os objetos simuladores virtuais	27
5	Conclusões finais	30
	Referências	32
A	Apêndice: Produções bibliográficas	37
A.1	Trabalhos apresentados	37
A.2	Submissões para periódicos científicos	37
A.3	Atividades de extensão	37
B	Apêndice: Valores de doses equivalentes para os demais órgãos/tecidos	39

Introdução

O câncer é uma doença caracterizada pela reprodução desordenada de células anômalas. Essas células cancerígenas formam uma massa tumoral que passa a existir quase que como um parasita para o resto do organismo, podendo até mesmo se desprender do seu local de origem e atingir outros tecidos saudáveis, processo chamado metástase. O desenvolvimento de neoplasias pode ocorrer naturalmente. No entanto, existem fatores externos que danificam diretamente o DNA e que aumentam a sua chance de ocorrência; um exemplo desses agentes carcinogênicos são as radiações ionizantes (1).

A incidência de câncer em pacientes pediátricos representa apenas uma pequena parcela de 2 a 3% de todos os casos registrados no Brasil (2). No entanto, nesses casos, o câncer tende a ser mais agressivo e fatal. Isso ocorre devido à detecção dessas neoplasias na infância e adolescência ser tardia, além de progredir em um ritmo mais acelerado comparado com pacientes adultos, criando um cenário em que os pacientes pediátricos devem ser vistos como um grupo crítico para atenção e cuidado (3).

Como a ocorrência de doenças do trato respiratório é comum em pacientes pediátricos, com essas comorbidades vem também um recorrente excesso em exposições radiográficas do tórax desses indivíduos para fins diagnósticos (4, 5). Apesar dessas exposições exageradas não representarem um malefício direto no que diz respeito a reações teciduais (como vermelhidão e eritemas), elas não podem ser negligenciadas no que diz respeito ao risco adicional de desenvolvimento de tumores radioinduzidos que elas proporcionam (6).

Esse risco é comumente expresso com o nome de risco relativo excessivo (ERR). O ERR, para a situação em questão, pode ser descrito como a razão entre a quantidade de indivíduos de um determinado grupo amostral que irá desenvolver tumores devido a uma exposição, e a quantidade de indivíduos não expostos que vão desenvolver esses mesmos tumores devido a causas naturais, subtraindo-se 1 ao final (7). Dessa forma, obtém-se a quantidade relativa de incidência de câncer em uma população, devido apenas à exposição à radiação ionizante (8).

Para obtenção do valor numérico do ERR, a publicação BEIR VII (*Biological Effects of Ionizing Radiation VII*) do Comitê Nacional de Pesquisa dos Estados Unidos propõe

modelos estatísticos que descrevem a ocorrência de vários tipos de câncer em vários perfis diferentes de população. Fatores determinantes para o aumento desse risco estão relacionados à radiosensibilidade do indivíduo, uma vez que ela varia de acordo com gênero, idade de exposição, órgão em questão e tipo da radiação de exposição (7).

O risco de carcinogênese rádio-induzida, também depende da quantidade de radiação depositada nos órgãos. A obtenção direta dessa grandeza dosimétrica é inviável por envolver inúmeras exposições não justificadas de pacientes de um grupo de risco. Dessa forma, é conveniente o uso de formas alternativas para essa dosimetria (9).

Uma opção amplamente adotada pela literatura é o uso de códigos computacionais que simulam o transporte e interação de radiações ionizantes com diferentes meios, devolvendo ao usuário a quantidade dosimétrica desejada do cálculo. Essas grandezas são obtidas combinando um vasto banco de dados de seções de choque para interações de partículas com a matéria, e um grande grupo amostral de números aleatórios para representar a natureza estocástica do problema. Esse processo é denominado de Método de Monte Carlo (MMC). A aplicação do MMC à física médica não é recente, sendo possível encontrar publicações que datam desde o final da década de 40; desde então, essa ferramenta vem se tornando mais relevante em áreas em que dados experimentais são escassos e amostragens massivas são necessárias (10).

Dentre os vários códigos de transporte de radiações disponíveis, o Monte Carlo N-Particle (MCNP) é um dos mais versáteis e bem validados da literatura. Ele permite simulações desde cenários de engenharia nuclear até física médica, sendo possível calcular blindagens, exposições, geometria de fontes, espectros de emissão, dentre incontáveis outras variáveis. O MCNP foi criado pelo renomado Laboratório Nacional de Los Alamos e segue recebendo atualizações constantes de seus bancos de dados de seções de choque, além de novos recursos, funcionalidades e otimizações (11).

No entanto, essas simulações não devem ser utilizadas sem algum tipo de validação final, por se tratarem de questões de segurança radiológica. Por isso, é necessário obter algum tipo de medida experimental que seja possível também de ser calculada no cenário simulado, para normalizar todos os resultados dosimétricos obtidos nesta simulação, por esse resultado experimental obtido em um ambiente controlado com detectores devidamente calibrados, como indicado no próprio manual (11).

Como um adendo aos códigos supracitados, outra ferramenta fundamental em estudos dosimétricos é o uso de objetos simuladores antropomórficos virtuais, comumente chamados de *phantoms*. Esses objetos simuladores podem ser incorporados em simulações para representar pacientes de diversas características distintas. Para isso, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) fornece vários tipos de objetos simuladores virtuais que permitem a dosimetria ao nível de órgãos dos indivíduos simulados (12).

Em um de seus documentos mais recentes, a ICRP traz, na Publicação 143 de 2020, um conjunto de objetos simuladores pediátricos de referência, representando indivíduos

de 0 a 15 anos, de ambos os gêneros (12), apresentando um detalhamento da mudança de composições químicas e físicas dos órgãos de relevância dosimétrica ao longo da idade.

Combinando todas essas ferramentas, é possível realizar simulações computacionais, com o fim de calcular a dose absorvida nos órgãos desses pacientes pediátricos e, além disso, relacionar como as exposições excessivas podem contribuir para o aumento dos riscos de desenvolver câncer ao longo de suas vidas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo geral quantificar o impacto das exposições desnecessárias à radiação no grupo pediátrico, evidenciando os riscos aumentados de radio carcinogênese ao longo da vida.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Construir de um cenário de exposição virtual para simular uma sala de raios-x convencional;
- Utilizar o código MCNPX2.7.0 (13) para realizar as simulações, juntamente com os objetos simuladores da ICRP 143 (11), variando a tensão aplicada ao tubo;
- Validar os resultados dosimétricos por valores de dose de entrada na pele medidos experimentalmente;
- Calcular os riscos de indução de câncer utilizando o modelo estatístico BEIR VII (7).

Essa pesquisa, no entanto, não visa indicar ou contraindicar o uso de radiografias, pois essa ponderação cabe aos profissionais especialistas da saúde responsáveis pelo paciente em questão. Porém, visa apenas conscientizar todo o público interessado sobre os riscos inerentes relacionados à técnica, para que exposições desnecessárias ou redundantes sejam reduzidas ou excluídas da prática clínica.

Referencial teórico

2.1 Radiações Ionizantes

Radiação pode ser brevemente definida como energia em transferência entre dois pontos. Essa radiação, quando é energética o suficiente para quebrar a ligação de um elétron com seu núcleo atômico, faz com que esse átomo se torne um íon e, portanto, é denominada radiação ionizante. A energia necessária para esse processo de ionização varia conforme a energia de ligação do elétron. Para os propósitos deste trabalho, radiação ionizante será considerada aquela com energia suficiente para criar um par elétron-íon em água, pelo fato de organismos humanos serem majoritariamente compostos por meios aquosos (14).

A partir dessas informações, define-se uma grandeza fundamental em dosimetria, a dose absorvida. Ela é expressa em Gray [Gy] e é definida como a quantidade de radiação que deposita 1 Joule de energia em 1 quilograma de massa, descrita na Equação 2.1 (15). Essa grandeza é frequentemente chamada de **dose** no contexto da Física Médica.

$$[Gy] \equiv \frac{[J]}{[Kg]} \quad (2.1)$$

Radiações ionizantes podem apresentar ainda mais algumas subclassificações, como, por exemplo, serem diretamente ou indiretamente ionizantes.

2.1.1 Radiações Diretamente Ionizantes

Radiação diretamente ionizante é aquela composta de partículas carregadas responsáveis pela ionização direta das moléculas do meio. Essas partículas, por possuírem carga elétrica, conseguem interagir com os elétrons orbitais do meio através de seus campos eletromagnéticos, dando origem a colisões. Alguns exemplos mais comuns de radiações diretamente ionizantes são elétrons, pósitrons, prótons, partículas alfa, múons e píons (15).

2.1.2 Radiações Indiretamente Ionizantes

A radiação indiretamente ionizante é composta de fótons e partículas sem carga elétrica e essas partículas não podem interagir diretamente com o meio por forças de Lorentz convencionais. Portanto, antes de depositar sua energia em algum meio, essas partículas precisam transferir essa energia para alguma partícula carregada que vai causar a deposição de dose. Esse processo de transferência se dá de várias formas dependendo da faixa de energia em que se encontra a partícula e do meio. Alguns exemplos de radiação indiretamente ionizantes são raios gama, raios-x e nêutrons (15).

Dentre essas radiações, a única corpuscular é a composta de nêutrons, que depositam sua energia por meio de colisões com o meio ou absorção. As outras duas são radiações eletromagnéticas que se diferenciam apenas pela sua origem: enquanto raios-x são gerados e emitidos por transições eletrônicas características de cada elemento ou pelo freamento de partículas carregadas (*Bremsstrahlung*), raios gama são gerados em transições de estados excitados para estados menos energéticos do núcleo, e decaimentos radioativos, emitindo essa energia excessiva em forma de fótons gama (15).

2.2 Interação da radiação com a matéria

2.2.1 Efeito Fotoelétrico

Na faixa de energia dos fótons utilizados no radiodiagnóstico, existem duas principais maneiras com que a radiação pode interagir com a matéria, a primeira delas é pelo efeito fotoelétrico. O efeito fotoelétrico ocorre quando fótons interagem com elétrons orbitais fortemente ligados, geralmente da camada K ou L. Os fótons são totalmente absorvidos por esse elétron orbital, ejetando-o com uma energia igual à sua energia de ligação subtraída da energia do fóton incidente, como mostrado na Equação 2.2. (16).

$$E_e = E_\gamma - W \quad (2.2)$$

em que o E_e é a energia do fotoelétron ejetado, E_γ é a energia do fóton incidente e W é a energia de ligação do elétron, também chamada de função trabalho.

O efeito fotoelétrico possui forte dependência com o número atômico Z efetivo do material, então ele ocorre com uma frequência muito maior em tecidos duros como ossos de Z efetivo entre 11 e 12, do que em tecidos moles como gordura de Z efetivo aproximadamente 3. Dessa forma, ele é responsável pela formação do contraste em imagens radiográficas. Os fótons têm uma probabilidade muito maior de atravessar tecidos moles, atingindo o detector e tornando aquela área mais escura, enquanto em tecidos duros, a probabilidade de absorção é maior e menos fótons são transmitidos, diminuindo a leitura do detector e deixando aquela área mais clara (8).

2.2.2 Efeito Compton

A outra principal maneira de transferência de energia dos fótons para a matéria é por meio do efeito Compton. Ele é também o principal responsável pelo ruído presente nas imagens radiográficas. Isso acontece porque, nesse efeito, fótons são parcialmente absorvidos ¹ pelos elétrons orbitais (geralmente os mais externos, considerados livres) (16). Parte da energia desses fótons será depositada no elétron que será ejetado, e outra parte será espalhada com um ângulo θ . Dessa forma, esse fóton espalhado pode atingir o detector em outro ponto não esperado, criando o aspecto de ruído na imagem (8).

A energia do fóton espalhado $E_{\gamma'}$ pode ser obtida pela 2.3 (8).

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2} (1 - \cos(\theta))} \quad (2.3)$$

Em que $E_{\gamma'}$ é a energia do fóton espalhado, E_{γ} é a energia do fóton incidente, $m_e c^2$ é a massa de repouso do elétron e θ é o ângulo de espalhamento do fóton espalhado com relação ao fóton incidente.

2.2.3 Produção e aniquilação de pares

A produção de pares é um meio de interação que se torna predominante apenas em altas energias, sendo uma consequência direta da equivalência entre massa e energia. No caso de um fóton suficientemente energético (i.e. energia maior que a massa de repouso de dois elétrons) interagir com o campo de um núcleo, pode ocorrer a criação de um par elétron-pósitron. Essas duas partículas vão ter energia cinética proporcional à energia do fóton incidente subtraída da energia de suas massas de repouso e da energia de recuo transferida para o núcleo para a conservação do momento. O elétron criado se torna um elétron livre no ambiente. O pósitron tende a perder rapidamente sua energia cinética até estar lento o suficiente para interagir com um elétron do meio e formar dois fótons gama de aniquilação antiparalelos, processo chamado de aniquilação de pares (16).

Sob condições normais, os fótons utilizados para fins diagnósticos não atingem essas energias, por isso, esse efeito será apenas brevemente apresentado.

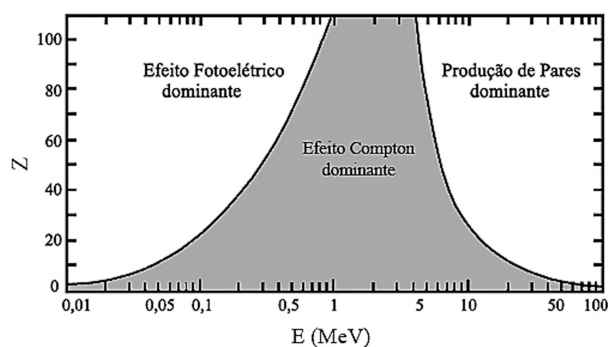
2.2.4 Probabilidades relativas de interação de fótons com a matéria

O balanço entre a seção de choque do efeito Compton e do fotoelétrico é o que define a qualidade da imagem radiográfica. O efeito Compton, diferente do fotoelétrico e da

¹O termo "*parcialmente absorvido*" utilizado aqui obviamente não é rigoroso. Fótons não podem ser parcialmente absorvidos segundo a teoria quântica. Essa simplificação rudimentar foi escolhida para evitar discussões que fogem do escopo deste trabalho.

produção de pares, não possui dependência energética direta. No entanto, é possível notar uma relação indireta. No vale, onde o efeito fotoelétrico e a produção de pares são pouco prováveis, naturalmente, o efeito Compton tende a predominar como modo de interação preferencial. Essas relações são ilustradas na Figura 2.1.

Figura 2.1 – Regiões em função da energia e do número atômico do meio em que cada efeito de interação da radiação com a matéria é predominante: fotoelétrico para baixas energias e alto Z, Compton para médias energias e Produção de pares para altas energias. Retirada de (17).



Para a energia de até algumas centenas de keV, o efeito mais provável de ocorrer é o fotoelétrico para Z suficientemente grande. No entanto, observa-se também que, de modo geral, quanto maior a energia dos fótons, maior a chance de ocorrência do efeito Compton, gerando uma quantidade maior de ruído para a imagem. Assim, faixas entre várias dezenas de keV são ótimas para imagens radiográficas no geral.

2.3 Produção de Raios-x

A produção do espectro de raios-x utilizados no radiodiagnóstico é um processo que tem origem no chamado tubo de raios-x. Nesse tubo existem alguns componentes principais responsáveis pela formação desse espectro de fótons: o filamento, o cátodo, o ânodo, o alvo e o invólucro de vidro e chumbo. O tubo de raios-x é projetado para ter seu interior preenchido de vácuo, para existir um campo elétrico resultante na direção do alvo, fazendo com que os elétrons gerados acelerem e colidam com ele (8).

2.3.1 O Cátodo e o Filamento

No cátodo, e mais em específico no filamento geralmente feito de tungstênio, ocorre um processo chamado de emissão termoiônica. Nele, um material geralmente metálico e de alto ponto de fusão, quando aquecido a altas temperaturas, permite aos seus elétrons orbitais ocuparem níveis mais energéticos através da energia térmica recebida. Com isso, se a temperatura for suficientemente alta, essa energia pode vencer a função trabalho do material e fazer com que elétrons sejam emitidos (8). A corrente emitida nesse processo é função da temperatura e descrita pela Equação 2.4 de Richardson-Duchnan (18).

$$J(T) = AT^2 e^{\frac{-W}{kT}} \quad (2.4)$$

em que J é a densidade de corrente emitida, A é uma constante de proporcionalidade, T é a temperatura do material, W é a função trabalho do material e k é a constante de Boltzmann. É possível observar também o sinal negativo de W no termo exponencial, o que indica que a função trabalho deve ser a menor possível para que a corrente emitida seja maximizada, explicando a preferência pelo uso de materiais metálicos.

O aquecimento do filamento para a emissão termoiônica é feito passando uma corrente por ele, dessa forma ele atua como um resistor dissipando calor e aquecendo, para posteriormente emitir os elétrons desejados para o tubo (18).

2.3.2 O Ânodo e o Alvo

O ânodo é geralmente composto por um material também de alto número atômico. No ânodo existe o chamado Alvo, sendo o ponto onde os elétrons emitidos pelo cátodo vão atingir o ânodo. Esse alvo costuma ser angulado entre 15° e 20° com a normal, para que o ponto focal seja ajustado da forma mais conveniente e a projeção da emissão dos raios-x no campo radiográfico seja focalizada. Ao interagir com o alvo, os elétrons vão perder sua energia emitindo raios-x por dois principais processos: emissão de raios-x característicos e Bremsstrahlung (8).

O espectro de emissão de um tubo de raios-x possui duas componentes principais, uma contínua e uma discreta. A contínua é proveniente da radiação que os elétrons que passam próximos aos núcleos atômicos do alvo perdem por Bremsstrahlung, enquanto a discreta é a radiação característica de transições eletrônicas dos átomos do alvo (16). Essa combinação cria o formato do espectro utilizado na maioria dos equipamentos radiográficos.

2.3.3 Invólucro e outras componentes

Todo o processo de produção de raios-x dentro do tubo envolve grande liberação de calor. Tanto o cátodo, por ser aquecido para a emissão termoiônica, quanto o ânodo, por ser bombardeado com correntes de elétrons, precisam ser devidamente refrigerados. Para o cátodo, geralmente líquidos refrigerantes ao redor do tubo são suficientes para manter o sistema funcionando na temperatura adequada. Porém, pela espessura do alvo no ânodo ser relativamente menor, ele precisa de um sistema diferente. Por isso que em boa parte dos tubos modernos é utilizado um ânodo giratório conduzido por um rotor. Dessa forma, os pontos focais do feixe de elétrons são constantemente mudados, evitando o superaquecimento pontual do alvo e aumentando a vida útil do tubo (19).

2.4 Estrutura do código MCNP

A principal ferramenta utilizada para simular os cenários computacionais nesse trabalho foi o código de transporte de radiações MCNP. O MCNP é um código que funciona com base no Método de Monte Carlo. Esse método utiliza um gerador de números aleatórios para definir o destino de partículas após colisões com meios. Essas colisões têm natureza puramente estocástica, dependendo apenas das seções de choque para cada interação. Dessa forma, o MCNP utiliza uma função de distribuição de probabilidade normalizada e um gerador de números aleatórios para obter resultados numéricos da equação de Boltzmann para transporte de radiações (10).

O arquivo de entrada (*inp*) do código MCNP² é escrito em um editor de texto comum e é composto por três blocos principais: o de Células, o de Superfícies e o de Dados (13).

2.4.1 Bloco de Células

O primeiro passo na criação desse *inp* para execução no código MCNP é o chamado cartão de células. Essa parte do *inp* vai apresentar ao código quais são as estruturas que o usuário deseja que sejam criadas, juntamente com suas densidades, materiais, importâncias e interseções. Para cada célula, o usuário deve atribuir uma ou mais superfícies para definir sua geometria. Essas superfícies vão ser descritas na próxima seção do *inp*. É nesse cartão também que são incorporadas as células dos objetos simuladores virtuais utilizados pelo usuário, seja em forma de estrutura repetida ou malha tetraédrica (11).

O cartão de células também deve conter uma célula que representa os limites espaciais do universo considerado na simulação. Quando uma partícula é encontrada no exterior desse universo, ela é desprezada (ou 'morta'), ou o equivalente a dizer que ela passa a ter importância 0. Esse limite é importante para que trajetórias excessivamente longas e fora

²Referindo-se de modo geral às distribuições do código, pois sua sintaxe não muda consideravelmente entre versões.

da área de interesse sejam desconsideradas da simulação, ganhando assim tempo e capacidade computacional. Um universo muito maior do que a área de interesse pode acarretar esgotamento do processamento do hardware utilizado, sem resultar numa convergência melhor dos resultados (11).

2.4.2 Bloco de Superfícies

Após o fim do cartão de células, deve-se deixar uma linha em branco, e prosseguir para o cartão de superfícies. Essa parte do código é destinada para que o usuário especifique quais formatos e dimensões as células definidas no cartão acima vão possuir (11). Em outras palavras, é nesta seção onde o cenário é modelado pelo usuário. O código MCNP também permite que diferentes formas geométricas sejam combinadas para formar uma nova personalizada. Todo esse processo de criação da geometria do problema é feito através do uso de mnemônicos, que nesse contexto são combinações de letras que representam o nome associado a cada forma geométrica disponível na programação do código. Esses mnemônicos estão exemplificados na Tabela 2.1.

Para o caso do uso de simuladores virtuais compostos de voxels², é nesta seção que também estão descritas as dimensões desses voxels.

2.4.3 Bloco de Dados

Separado novamente por mais uma linha em branco, vem o cartão de dados. Nele estão todos os parâmetros que não estão diretamente ligados à geometria do problema, mas que também precisam ser especificados para a simulação. Existem inúmeros parâmetros que podem ser controlados por meio desse cartão. No entanto, abaixo serão descritos apenas os principais utilizados neste trabalho em questão.

Definição da fonte (*sdef*)

O primeiro e possivelmente mais importante parâmetro a ser controlado no cartão de dados é a definição da fonte, ou *sdef* (*source definition*). No *sdef* o usuário pode especificar todos os parâmetros que sejam relevantes para a emissão das partículas utilizadas no problema. Como, por exemplo: quais partículas serão emitidas, quais serão consideradas para interações secundárias, o formato da fonte radioativa, as coordenadas que indicam para onde essa fonte está apontando e o formato de emissão, podendo ser colimado em uma área desejada ou emitida isotropicamente, sendo possível ainda utilizar superfícies definidas no cartão acima como parâmetros de direção de emissão no *sdef* (11).

Outra variável importante no *sdef* é a definição do espectro de emissão da fonte. Ele pode ser definido como uma fonte monoenergética, ou um espectro onde cada energia tem

²Um voxel é como um píxel em três dimensões que representa a menor unidade de volume do objeto.

Tabela 2.1 – Principais mnemônicos utilizados na criação do Bloco de Superfícies. Adaptada de (11).

Mnemônico	Descrição	Equação	Coefficientes
Planos			
p	Geral	$Ax + By + Cz - D = 0$	$A \ B \ C \ D$
px	Normal a x	$x - D = 0$	D
py	Normal a y	$y - D = 0$	D
pz	Normal a z	$z - D = 0$	D
Esferas			
so	Na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - r^2 = 0$	r
s	Geral	$(x - \tilde{x})^2 + (y - \tilde{y})^2 + (z - \tilde{z})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ \tilde{z} \ r$
sx	Em x	$(y - \tilde{y})^2 + (z - \tilde{z})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{y} \ \tilde{z} \ r$
sy	Em y	$(x - \tilde{x})^2 + (z - \tilde{z})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{z} \ r$
sz	Em z	$(x - \tilde{x})^2 + (y - \tilde{y})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ r$
Cilindros			
c/x	Paralelo a x	$(y - \tilde{y})^2 + (z - \tilde{z})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{y} \ \tilde{z} \ r$
c/y	Paralelo a y	$(x - \tilde{x})^2 + (z - \tilde{z})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{z} \ r$
c/z	Paralelo a z	$(x - \tilde{x})^2 + (y - \tilde{y})^2 - r^2 = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ r$
cx	Eixo x	$y^2 + z^2 - r^2 = 0$	r
cy	Eixo y	$x^2 + z^2 - r^2 = 0$	r
cz	Eixo z	$x^2 + y^2 - r^2 = 0$	r
Cones			
k/x	Paralelo a x	$\sqrt{(y - \tilde{y})^2 + (z - \tilde{z})^2} - t(x - \tilde{x}) = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ \tilde{z} \ t \ \pm 1$
k/y	Paralelo a y	$\sqrt{(x - \tilde{x})^2 + (z - \tilde{z})^2} - t(y - \tilde{y}) = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ \tilde{z} \ t \ \pm 1$
k/z	Paralelo a z	$\sqrt{(x - \tilde{x})^2 + (y - \tilde{y})^2} - t(z - \tilde{z}) = 0$	$\tilde{x} \ \tilde{y} \ \tilde{z} \ t \ \pm 1$
kx	Eixo x	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x) = 0$	$t \ \pm 1$
ky	Eixo y	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y) = 0$	$t \ \pm 1$
kz	Eixo z	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z) = 0$	$t \ \pm 1$

uma determinada probabilidade de emissão. O MCNP não permite o uso de espectros contínuos. Por conta disso, é comum o uso de bins para descrever essas curvas. Bins são intervalos energéticos em que uma probabilidade de emissão está bem definida. Esses bins podem ser feitos manualmente, ou podem ser criados com algum software que realize esses

cálculos com um banco de dados prévio, como, por exemplo, o software SpekCalc (20), que por meio de informações como tensão aplicada ao tubo de raios-x, ângulo anódico e filtração utilizada, gera um espectro de emissão referente ao tubo de raios-x com essas especificações, já no formato de bins pronto para ser incorporado no sdef (11).

Energias de corte (*cut*)

Caso seja conveniente para a simulação em questão, o usuário também pode usar o comando "*cut*", que dentro de seus argumentos possui a energia ou distância de corte, abaixo ou acima da qual as partículas serão desconsideradas. Esse parâmetro pode ser muito útil para casos em que um grande intervalo de energias é utilizado, porém, apenas um intervalo menor é de interesse. Ou também para o caso onde partículas que viajam grandes distâncias sejam consideradas afastadas o suficiente da região de interesse para serem consideradas relevantes para os resultados.

Além disso, usar o *cut* para reduzir o intervalo de energias transportadas na simulação pode reduzir o tempo computacional necessário para rodar a simulação.

Tallies e Validações dos Resultados

Os *tallies* são outro aspecto fundamental do arquivo de entrada. Eles são como contadores que devolvem os resultados estatísticos das grandezas físicas desejadas da simulação em questão e para cada célula. Uma simulação que não define algum tipo de *tally*, ou não define em quais células (ou regiões) essas grandezas devem ser calculadas, geralmente não fornecerá nenhum tipo de resultado, pois o MCNP não recebeu especificações do que deve ser registrado. Exemplos de *tallies* estão descritos na Tabela 2.2, porém o mais importante para este trabalho é o *tally* F6. Este *tally* devolve para o usuário a energia depositada em uma célula, considerando uma situação de equilíbrio eletrônico. A sua unidade é MeV/g/source-particle.

Tabela 2.2 – *Tallies* utilizáveis no Cartão de Dados do MCNP. Adaptada de (11).

Mnemônico	Descrição	Fn	*Fn
F1:N ou F1:p ou F1:e	Corrente integrada numa superfície	Partículas	MeV
F2:N ou F2:p ou F2:e	Fluxo médio numa superfície	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:N ou F4:p ou F4:e	Fluxo médio numa célula	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F5a:N ou F5a:p	Fluxo num detector pontual ou radial	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:N ou F6:n,p ou F6:p	Energia média depositada na célula	MeV/g	Jerks/g
F7:n	Energia de fissão depositada	MeV/g	Jerks/g
F8:p ou F8:p,e ou F8:e	Pulso de energia num detector	Pulsos	MeV
+F8:e	Deposição de carga	Carga	Não existe

1 Jerk = 10⁹ joules

Como mencionado anteriormente, os resultados desses *tallies* não devem ser utilizados diretamente do output da simulação, é necessário que algum tipo de medida experimental seja utilizada como forma de validar esses dados. Uma forma de validação, e a que

foi adotada nesta pesquisa, é o uso da dose de entrada na pele (DEP) do paciente. A razão entre a dose em algum órgão e a dose de entrada em uma célula próxima ao tórax do paciente, Equação 2.5, vai fornecer um coeficiente de conversão $CC[D]$ adimensional, obtido por simulação.

$$CC[D] = \frac{D_{\text{Órgão}}}{DEP_{\text{Simulada}}} \quad (2.5)$$

A partir desses $CC[D]$, o próximo passo é obter, em clínica ou laboratório, utilizando objetos simuladores tecido-equivalentes e detectores, a DEP experimental medida com os mesmos parâmetros utilizados na simulação. Uma vez que essa grandeza é obtida, os resultados de dose absorvida podem ser calculados apenas multiplicando a DEP experimental pelo $CC[D]$ de cada órgão. Esse processo de validação garante que as grandezas dosimétricas calculadas estejam coerentes e equivalentes a um cenário prático, e sem exposição desnecessária de nenhum indivíduo.

Importâncias relativas (*imp*)

As importâncias das células podem ser definidas à frente da definição de cada célula, ou no próprio cartão de dados, ficando a critério do usuário. Essas importâncias vão indicar ao código a prioridade relativa de transporte de partículas entre as células. Esse processo é utilizado principalmente como método de redução de variância e melhora da eficiência computacional da simulação (11).

Estruturas com as mesmas importâncias não terão mudanças em suas seções de choque para interações, no entanto, estruturas com uma importância menor terão uma chance de que as partículas viajando por elas sejam mortas durante esse processo, para economizar esforço computacional. Um exemplo prático seria definir a importância das paredes de uma sala de procedimentos radiográficos simulada no MCNP como zero, para que parte das partículas que cheguem até ela sejam mortas, diminuindo o esforço computacional do código naquelas regiões onde a variância pode aumentar sem prejuízo para os resultados, enquanto redireciona esse esforço poupado para células com importância dosimétrica e que necessitam de baixa variância para resultados mais precisos, como os órgãos do paciente dentro da sala (11).

Esse processo de redução de variância é mais importante e necessário em cenários grandes de exposição, da ordem de centenas de metros cúbicos, por existirem mais células e mais partículas simuladas. No caso deste trabalho, todas as células foram definidas com a mesma importância sem prejuízo de desempenho, exceto fora do universo de estudo, definido como importância 0 para que as partículas que saiam dessa região sejam mortas e não continuem a gastar processamento durante o processo de simulações (11).

2.5 O modelo BEIR VII para risco de indução de câncer

Originalmente publicado em 2006 pelo Conselho Nacional de Pesquisa dos Estados Unidos, a publicação *Biological Effects of Ionizing Radiation VII* ou BEIR VII foi desenvolvida com base em dados epidemiológicos e biológicos, visando fornecer previsões estatísticas de desenvolvimento de câncer radioinduzido em populações expostas a baixas doses de radiação de baixo LET, além de firmar diretrizes gerais de radioproteção. Por regra prática, considera-se baixa dose de exposição valores até 100 mSv e baixo LET como sendo radiações beta, raios-x e gama (7).

Esse modelo é caracterizado por ser do tipo *Linear non-threshold* (LNT) (7). Em outras palavras, isso quer dizer que não importa o quão baixa seja a dose de radiação recebida pelo indivíduo, sempre vai existir uma probabilidade não zero, que aumenta proporcionalmente com a dose absorvida, de que essa dose cause efeitos estocásticos. Como, por exemplo, o desenvolvimento de neoplasias.

O BEIR VII apresenta inúmeras descrições e modelagens estatísticas para diferentes tipos de ocorrência de câncer, distinguindo-se principalmente pelo perfil epidemiológico da população analisada e tipo da neoplasia que será contabilizada. Esses modelos dividem-se em dois principais: o primeiro é o risco absoluto excessivo (EAR), que vai representar um valor numérico absoluto da quantidade de casos que se espera que ocorram em uma população exposta à radiação ionizante, além daqueles esperados para uma mesma população não exposta; e o risco relativo excessivo (ERR) que segue o mesmo princípio, diferenciando-se do anterior apenas por utilizar quantidades relativas que significam porcentagens de ocorrência além da esperada (7).

O EAR é uma quantidade importante quando alguém tem interesse em calcular um número concreto de ocorrências devido a uma exposição em específico. Enquanto o ERR é uma quantidade relativa que indica como a radiação pode modificar o risco basal de indução de câncer em uma determinada população. Para o objetivo deste trabalho, que é estudar o impacto de exposições radiográficas de tórax em uma determinada população pediátrica de risco, o ERR foi escolhido como métrica principal por fornecer estatisticamente esse impacto de forma concisa.

2.5.1 ERR para incidência de Cânceres Sólidos

Para calcular os valores de ERR, o comitê BEIR VII apresenta a Equação 2.6 como um dos seus modelos preferidos por apresentar um caso geral com correções para diversas situações (7).

$$ERR = \beta_S \cdot D_{Sv} \cdot EXP(\gamma e^*) \cdot \left(\frac{a}{60}\right)^\eta \quad (2.6)$$

Nela β_S é uma constante fornecida pelo modelo estatístico que representa um risco inicial, corrigido pelos outros fatores a seguir, em probabilidade por Sievert (Sv) para um determinado órgão (para fins deste trabalho, dose absorvida em Gy e dose equivalente em Sv são termos numericamente iguais, por conta do fator multiplicativo de Gy para Sv ser sempre 1 para radiações de baixo LET); D_{Sv} é a dose equivalente no órgão em questão; γ é um fator exponencial que representa a variação da radiosensibilidade por década de vida no intervalo de 0 até 30 anos; e^* é $(e - 30)/10$ se $e < 30$, onde e é a idade de exposição, enquanto e^* é 0 para todas as outras idades; a é a idade atingida, i.e. quando o câncer é detectado; e por fim η tem o mesmo significado para a que o parâmetro γ tem para e^* (7).

ERR deve representar uma probabilidade. Verifica-se que isso é verdade, pois o termo β_S tem unidade de dose^{-1} e o termo D_{Sv} tem unidade de dose, enquanto todos os outros são adimensionais. Esses parâmetros são apresentados na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Parâmetros utilizados na Equação 2.6 em que os índices M e F de β representam os respectivos riscos iniciais para homens e mulheres em cada órgão de risco. Adaptada de (7).

Órgão	β_M	β_F	γ	η
Bexiga	0,5	1,65	-0,3	-1,4
Cólon	0,63	0,43	-0,3	-1,4
Estômago	0,21	0,48	-0,3	-1,4
Fígado	0,32	0,32	-0,3	-1,4
Mama	-	0,51	0	-2,0
Ovário	-	0,38	-0,3	-1,4
Próstata	0,12	-	-0,3	-1,4
Pulmão	0,32	1,4	-0,3	-1,4
Tireoide	0,53	1,05	-0,83	0
Útero	-	0,055	-0,3	-1,4

Ainda segundo a Equação 2.6, pode-se observar dois casos que fogem do padrão geral, que são para o desenvolvimento de câncer de mama e de tireoide. No caso do câncer de mama, o parâmetro γ é considerado 0, e como esse parâmetro é um expoente multiplicativo que acompanha o termo de idade de exposição, conclui-se que, para esse modelo, não existe uma correlação direta entre a idade de exposição da paciente e o desenvolvimento do câncer de mama, com o risco dependendo assim apenas do órgão com β_S , da dose e da idade atingida. Em contrapartida, para o desenvolvimento de câncer de tireoide, o parâmetro η que é 0, nesse caso significando a falta de uma relação entre idade atingida e o risco relativo excessivo de desenvolvimento dessa neoplasia.

Como esse trabalho busca estabelecer uma relação quantitativa na dependência dos valores de ERR levando em conta a idade de exposição, dose em cada órgão e idade atingida no desenvolvimento de possíveis neoplasias, a discussão sobre os riscos para

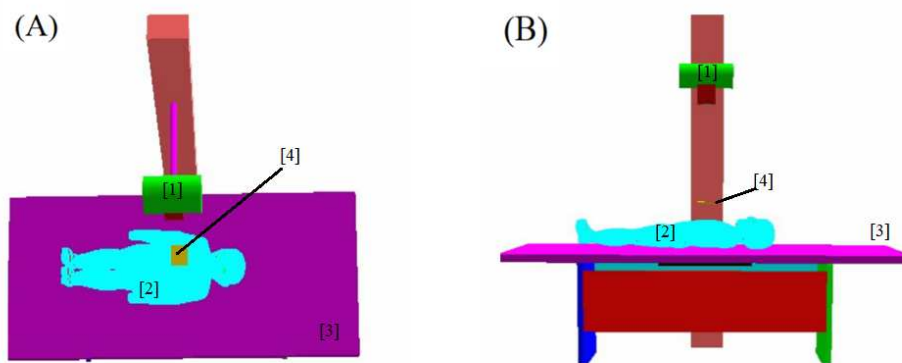
câncer de mama e de tireoide será limitada a esse capítulo, com os resultados principais apresentados nos próximos capítulos mantendo o foco no risco em órgãos que apresentam dependência temporal completa, ou seja, de idade de exposição e de detecção do câncer.

Metodologia

3.1 Cenário simulado

O primeiro passo para a realização desse estudo foi simular uma sala de procedimento convencional em um cenário virtual no código MCNP2.7.0. Para isso, foram utilizadas formas geométricas, como paralelepípedos e cilindros, para representar os objetos presentes na sala em questão. A Figura 3.1 ilustra esse cenário. Nela é possível ver as estruturas mais relevantes, i.e., as estruturas que estão mais próximas do paciente que está localizado acima da mesa de procedimentos, em decúbito dorsal, e o tubo de raios-x propriamente dito.

Figura 3.1 – Cenário simulado no código MCNPX2.7.0, à esquerda uma vista superior e à direita uma vista lateral. Em [1] está representado o tubo de raios-x modelado; em [2] está o objeto simulador (aqui ilustrado pelo simulador de 5 anos masculino) posicionado abaixo do tubo; em [3] está a mesa de procedimentos de Bakelite e em [4] é a célula de ar na entrada da pele para representar o detector [4]. Adaptada de (21).



A sala representando o universo de estudo possui dimensões de 5 x 5 x 4 metros, de largura (x), comprimento (y) e altura (z), respectivamente. Ela é preenchida com ar atmosférico de densidade $0,001205 \text{ g/cm}^3$. As paredes são compostas de 20 cm de concreto baritado para minimizar a fuga de partículas do universo e, ao mesmo tempo, replicar uma blindagem eficiente. O tubo é blindado com chumbo e possui apenas uma janela de

ar para a saída do feixe. Os demais objetos, como a mesa e os suportes, foram feitos de uma liga Bakelite (22).

3.2 Objetos antropomórficos virtuais

Para representar os pacientes, foram utilizados os objetos simuladores antropomórficos virtuais (comumente chamados de *phantoms* na literatura científica) disponíveis na ICRP 143 (12). Esses objetos simuladores são o estado da arte no que diz respeito a simuladores pediátricos construídos em voxels. Estão disponíveis nessa ICRP pares de simuladores (masculino e feminino) de 0 (recém-nascido), 1, 5, 10 e 15 anos (12). No entanto, para este trabalho, o conjunto de 1 ano não foi utilizado devido à pouca diferença com os objetos simuladores de 0 anos.

As características mais importantes desses objetos simuladores estão descritas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Resumo das descrições antropométricas de cada objeto simulador utilizado nas simulações. Adaptada de (12).

	RN Masc. (RN-M)	RN Fem. (RN-F)	5 Anos Masc. (5-M)	5 Anos Fem. (5-F)	10 Anos Masc. (10-M)	10 Anos Fem. (10-F)	15 Anos Masc. (15-M)	15 Anos Fem. (15-F)
Altura (cm)	51	51	109	109	138	138	167	161
Massa (kg)	3,5	3,5	19	19	32	32	56	53
Nº Voxels ($\times 10^6$)	52,1	52,1	55,1	55,1	54,6	54,6	53,7	54,0
Volume do Voxel (mm^3)	0,291	0,291	1,393	1,393	2,377	2,377	4,425	4,072

Esses objetos simuladores são, resumidamente, um arquivo de texto a ser incorporado no inp da simulação. Nele, estão descritas informações detalhadas sobre cada voxel do objeto simulador, como, por exemplo, seu local bem definido, além de seu volume, densidade, composição e importância dentro do cenário. Cada órgão é representado por um conjunto de voxels semelhantes justapostos em uma célula.

Utilizando o *tally* +F6, que difere do F6 apenas por considerar a dose depositada por todo tipo de partículas, foi possível obter das simulações a dose depositada por partícula da fonte em cada órgão de interesse, i. e., aqueles mencionados na Tabela 2.3.

3.3 Parâmetros radiográficos

Com os cenários e os objetos simuladores devidamente alocados no arquivo de entrada, o próximo passo foi a obtenção dos parâmetros radiográficos a serem utilizados na simulação. Os principais parâmetros são a filtração total do tubo, ângulo anódico, tensão, tamanho de campo e distância foco-superfície (ou SSD do inglês *source to skin distance*).

A filtração e o ângulo anódico foram de 2,5 mmAl e 16°, respectivamente. Esses valores foram escolhidos por serem as especificações do tubo de raios-x utilizado na validação

dos resultados. A tensão foi ajustada para cada idade conforme dados sugeridos por Knight (23) em seu estudo sobre otimização de parâmetros radiográficos para pacientes pediátricos. Por fim, o tamanho de campo e o SSD foram ajustados conforme necessário, de forma que a janela de exposição do campo quadrado cobrisse desde a clavícula até a base dos pulmões e fosse centrada no eixo longitudinal do paciente. Esses parâmetros são apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Resumo dos parâmetros radiográficos utilizados nas simulações

Parametro	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Tensão (kV)	60	60	70	70	73	73	77	77
Tamanho do campo (cm ²)	14×14	14×14	24×24	24×24	32×32	32×32	35×35	35×35
SSD (cm)	100	100	100	100	90	90	80	80

É importante ressaltar que, embora esses parâmetros tenham sido cuidadosamente selecionados e ajustados para os objetos simuladores utilizados nesse trabalho, variações anatômicas, experimentais e estatísticas podem alterar consideravelmente os resultados que serão apresentados no próximo capítulo, uma vez que cada uma dessas variáveis possui sua importância singular em cálculos dosimétricos.

3.4 Espectro de emissão da fonte

O código MCNP permite modelar o tubo de raios-x com detalhes submilimétricos. Sendo possível simular desde a geração do feixe de elétrons no cátodo até sua colisão com o ânodo, gerando os raios-x desejados. No entanto, essa abordagem é ineficiente do ponto de vista de capacidade computacional, uma vez que o MCNP permite ao usuário utilizar espectros de emissão que podem replicar a distribuição energética do feixe logo na saída da janela do tubo, por meio de um espectro de emissão.

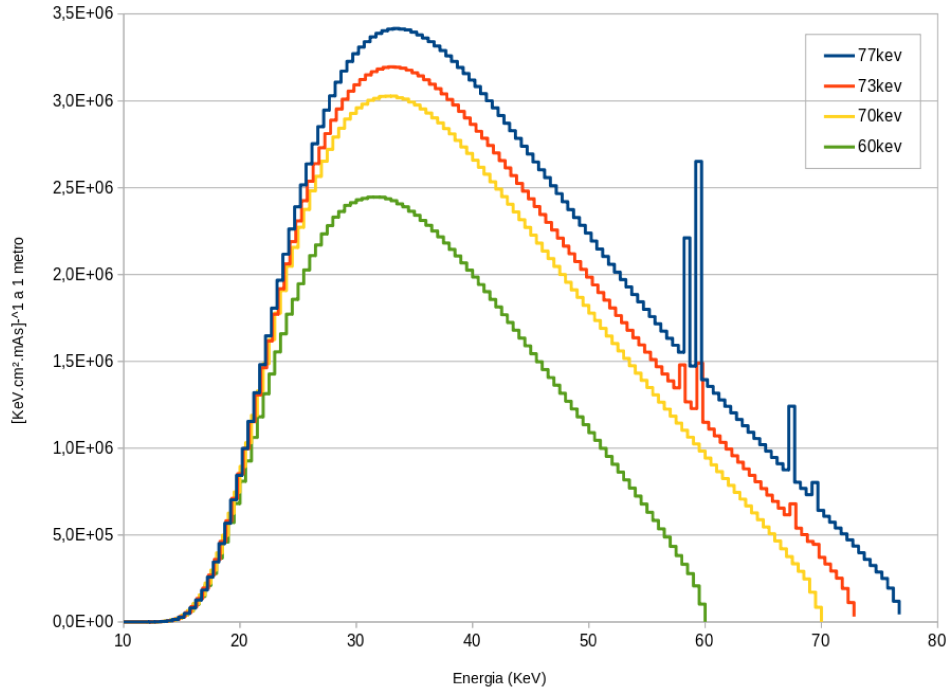
O desenvolvimento desses espectros de emissão não é uma tarefa trivial e também não é o foco deste trabalho. Por isso, para este estudo, foi utilizado o software *SpekCalc* para a obtenção desses espectros (24).

O *SpekCalc* é uma ferramenta que permite ao usuário fornecer parâmetros radiográficos do tubo para o software, e receber de volta o respectivo espectro de emissão. Dentre esses parâmetros, encontram-se filtração por diferentes materiais e espessuras, energia de pico, energia mínima, ângulo anódico e controle da largura dos intervalos energéticos em forma de bins (24). Esses bins são especialmente importantes para o código MCNP pela natureza da amostragem aleatória. Um espectro comum formado de pontos arbitrariamente próximos uns dos outros ainda vai ter um intervalo, por menor que seja, entre esses dois pontos em que a intensidade daquela energia não está definida. Isso é resolvido utilizando esses bins, por serem intervalos de energia bem definidos. Qualquer que seja

o valor aleatório que o código escolha dentro do espectro para uma partícula, esse valor sempre vai possuir uma intensidade relativa definida (11).

Com base nos parâmetros mencionados na seção anterior, foram gerados quatro espectros de emissão para serem utilizados nas simulações. Esses espectros possuem bins com intervalos de 0,5 keV. A Figura 3.2 ilustra esses espectros criados pelo *SpekCalc*.

Figura 3.2 – Espectros de emissão utilizados na simulação gerados pelo software *SpekCalc*.



3.5 Redução de Variância

As simulações deste trabalho foram realizadas considerando o transporte de 1E8 partículas. Testes foram realizados utilizando 1E9 partículas e a mudança na convergência dos dados e a redução de suas respectivas incertezas não se mostraram significativas para os cenários em questão. Ademais, não foram utilizados outros meios de redução de variância.

3.6 Hardware utilizado e versão do código MCNP

Todas as simulações foram realizadas em um processador Intel Xeon E5-2666 v3 2,90 GHz, com 16 GB de memória RAM, com cada cenário levando, em média, 8 horas para ser simulado na distribuição MCNPX2.7.0 (13).

Também foram realizados testes utilizando a distribuição mais recente do código MCNP, a versão 6.3.0 (11), e os resultados foram efetivamente idênticos, considerando o mesmo cenário. Além disso, o tempo e o esforço computacional foram maiores para a

nova versão do código. Dessa forma, o MCNPX 2.7.0 foi escolhido por razões de desempenho, e pôde ser utilizado sem prejuízo para a obtenção dos resultados dosimétricos.

Resultados e Discussões

4.1 Validação dos resultados

Por mais que seja bem renomado e confiável, o código MCNP ainda se baseia em aproximações de valores de seções de choque reais, cenários ideais e desvios estatísticos. Por isso, nunca será possível obter uma precisão arbitrariamente grande dos resultados e ainda poderá haver algumas discrepâncias com medidas empíricas que vão precisar de fatores de correção.

Criar um coeficiente de conversão que relaciona uma medida de fácil realização em um cenário real com uma calculada pelo código é uma das maneiras mais convenientes de fazer essa validação por fator de correção, e a que foi utilizada neste trabalho.

A medida escolhida para a validação foi a dose de entrada na pele (DEP). Ela foi obtida pela simulação através da dose depositada em uma célula de ar próxima à entrada da pele na região do tórax do paciente. A DEP experimental foi medida em colaboração com o Hospital Universitário Júlio Müller (HUJM) da Universidade Federal do Mato Grosso (UFMT).

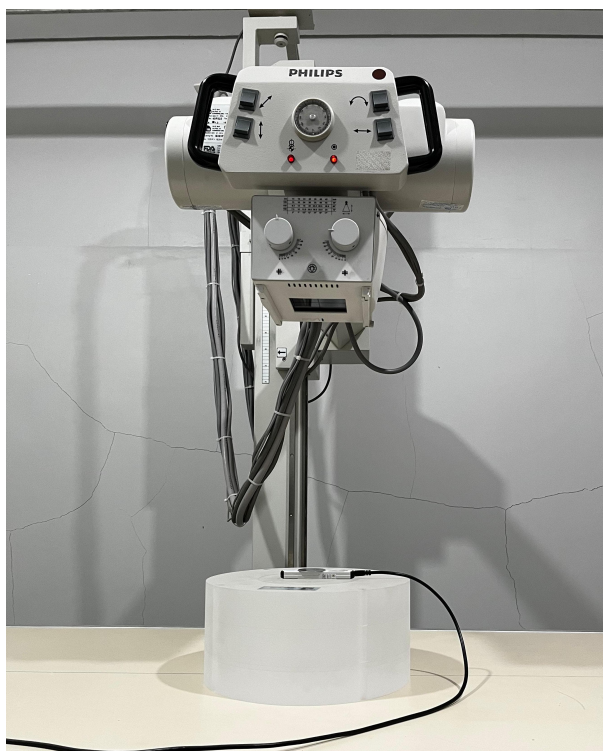
Os valores de DEP medidos são apresentados na Tabela 4.1. Os parâmetros dessas medidas experimentais foram idênticos aos simulados, e para representar o espalhamento de radiação pelo tecido, foi utilizado também um objeto simulador cilíndrico tecido-equivalente com dimensões próximas ao tronco de um paciente pediátrico, posicionado entre a *probe* do detector de estado sólido *RaySafe Xi R/F Detector base unit with mAs* (Mod. 8201023-D N/S. 195677); e a mesa de procedimentos. A montagem está ilustrada na Figura 4.1¹.

¹Foto cedida pelo Dr. Diego Castanon Galeano do HUJM.

Tabela 4.1 – Dose de entrada na pele em função da tensão e cada idade do objeto simulador.

	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Tensão	60	60	70	70	73	73	77	77
DEP (μGy)	127	127	184	184	262	262	385	385

Figura 4.1 – Montagem experimental para a medição da DEP, com a *probe* do detector posicionada acima do objeto simulador tecido-equivalente de modo a representar a posição e o espalhamento referente a uma medida na entrada da pele de um paciente.



Embora seja coerente assumir que os valores de DEP devem variar conforme o gênero do paciente, devido à diferente distribuição anatômica de tecido na região do tórax, foi calculado conforme a Equação 4.1 que, nas simulações, esses valores não apresentaram diferenças percentuais maiores que 1%, conforme apresentado na Tabela 4.2. Dentre o intervalo de idades estudado, a maior variação foi 0.67% para os objetos simuladores de 15 anos. Isto pode ser explicado devido ao maior desenvolvimento de tecido mamário em mulheres do que em homens, aumentando naturalmente a radiação retroespalhada.

$$\Delta = \frac{DEP_{fem} - DEP_{masc}}{DEP_{masc}} \quad (4.1)$$

Portanto, conforme já mostrado na Tabela 4.1, os valores de DEP utilizados neste trabalho serão uma função apenas dos parâmetros radiográficos e da idade, sendo independentes do gênero do paciente para a faixa etária estudada.

Tabela 4.2 – Diferença percentual da DEP entre os simuladores. Comparação feita com os femininos em relação aos masculinos.

Idade (anos)	Variação (Δ) de DEP simulada
0	-0,01%
5	<-0,01%
10	+0,01%
15	+0,67%

4.2 Comparação com a literatura

A fim de verificar a concordância dos resultados obtidos neste trabalho com aqueles já presentes na literatura, foi feita uma revisão sistemática dos dados relacionados a medições de DEP com parâmetros radiográficos de pacientes pediátricos.

Hart et al. (25, 26) no início da década de 2000 encontraram valores de DEP de 146 μGy para recém-nascidos, 185 μGy para pacientes de 1 a 5 anos e 250 μGy para pacientes de 5 a 10 anos. Em 2011, *Kostova et al.* (27) obtiveram valores de 150 μGy para DEP em recém-nascidos de até 1 ano submetidos a uma radiografia de tórax, e 170 μGy para crianças de 1 até 5 anos considerando o mesmo procedimento. Já em estudos mais recentes de 2021, *Polito et al.* (28) encontraram uma média de 115 μGy para exposições de pacientes recém-nascidos para protocolos padrão como os apresentados neste estudo.

As maiores diferenças percentuais entre este estudo e a literatura, organizando por idades, foram de 18% para recém-nascidos, 8% para o caso de 5 anos e 5% para o de 10 anos.

Embora a literatura careça de um estudo sistemático recente com um intervalo de idade de pacientes pediátricos que englobe desde recém-nascidos até adolescentes, as diretrizes atuais sobre critérios de qualidade para imagens radiográficas diagnósticas em pediatria (29), publicadas em 2000 por *Hart et al.*, apresentam um padrão de referência. Os seus valores de DEP para exposições radiográficas de tórax AP para pacientes recém-nascidos são de 50 μGy ; de 70 μGy para crianças de 5 anos e 120 μGy para pacientes de 10 anos; apresentando diferenças de 51%, 52% e 64%, respectivamente, com relação aos valores de DEP obtidos neste trabalho.

Medidas de DEP dependem de muitas variáveis e estão suscetíveis a um desvio estatístico grande por conta disso. Todos os valores da literatura supracitados são da mesma ordem de grandeza daqueles obtidos experimentalmente por este trabalho, logo é razoável esperar resultados coerentes e confiáveis ao utilizar a DEP experimental aqui obtida como validação para os demais resultados dosimétricos de interesse.

4.3 Cálculo das doses em cada órgão

Para calcular os valores de ERR referentes a cada idade, é necessário primeiro obter a dose absorvida em cada órgão/tecido de interesse. Essa dose absorvida é calculada por meio de um coeficiente de conversão, conforme mostrado na Equação 2.6. O CC é uma grandeza adimensional que mostra como a dose no órgão de interesse ($D_{\text{órgão}}$) se relaciona com a dose de entrada na pele (DEP_{simulada}) dentro do cenário simulado.

O produto do CC de um órgão pela DEP experimental vai fornecer o valor absoluto da dose absorvida naquela estrutura. Através dos CC[D] obtidos da simulação e das DEP da Tabela 4.1, foram obtidos os dados dosimétricos apresentados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Valores de dose absorvida em μGy para os principais órgãos de interesse. Os erros relativos são apresentados entre parênteses.

	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Bexiga	10,64 (4,4)	8,31 (5,3)	9,64 (0,9)	10,46 (0,8)	3,19 (2,1)	3,87 (1,9)	6,57 (1,4)	4,29 (1,9)
Cólon	15,92 (0,6)	15,93 (0,6)	17,28 (0,1)	17,26 (0,1)	21,53 (0,2)	21,42 (0,2)	31,07 (0,1)	28,29 (0,1)
Estômago	71,14 (1,2)	74,17 (1,2)	88,12 (0,2)	88,04 (0,2)	118,24 (0,3)	118,21 (0,3)	172,89 (0,2)	169,58 (0,2)
Fígado	70,70 (0,7)	70,24 (0,7)	77,37 (0,1)	77,39 (0,1)	100,29 (0,2)	100,27 (0,2)	175,16 (0,1)	147,81 (0,1)
Mama	34,42 (2,8)	34,35 (2,8)	32,80 (3,2)	33,18 (0,3)	52,73 (0,4)	53,23 (0,4)	70,57 (0,3)	70,24 (0,1)
Ovário	-	7,99 (10,7)	-	7,53 (1,8)	-	2,81 (4,1)	-	3,82 (3,3)
Próstata	4,47 (15,2)	-	3,31 (5,1)	-	1,19 (15,4)	-	2,12 (7,7)	-
Pulmão	11,38 (0,8)	11,37 (0,8)	10,16 (0,1)	10,15 (0,1)	14,76 (0,2)	14,76 (0,2)	17,96 (0,1)	16,26 (0,1)
Tireoide	8,45 (9,6)	8,46 (9,6)	11,47 (1,9)	11,45 (1,9)	262,22 (0,5)	262,24 (0,5)	297,64 (0,4)	341,64 (0,4)
Útero	-	9,56 (1,8)	-	12,98 (1,8)	-	4,52 (4,7)	-	5,00 (2,8)

Os dados mostram um padrão natural de que os órgãos localizados na região torácica, i.e. dentro do campo radiográfico, receberam uma maior dose do que aqueles fora do campo. Os erros relativos também possuem uma relação clara com o tamanho do órgão. Estruturas pequenas como a próstata, o ovário e a tireoide tendem a ter valores maiores de erros relativos, uma vez que esses órgãos possuem da ordem de 10^3 menos voxels em suas células do que as estruturas maiores localizadas no tórax.

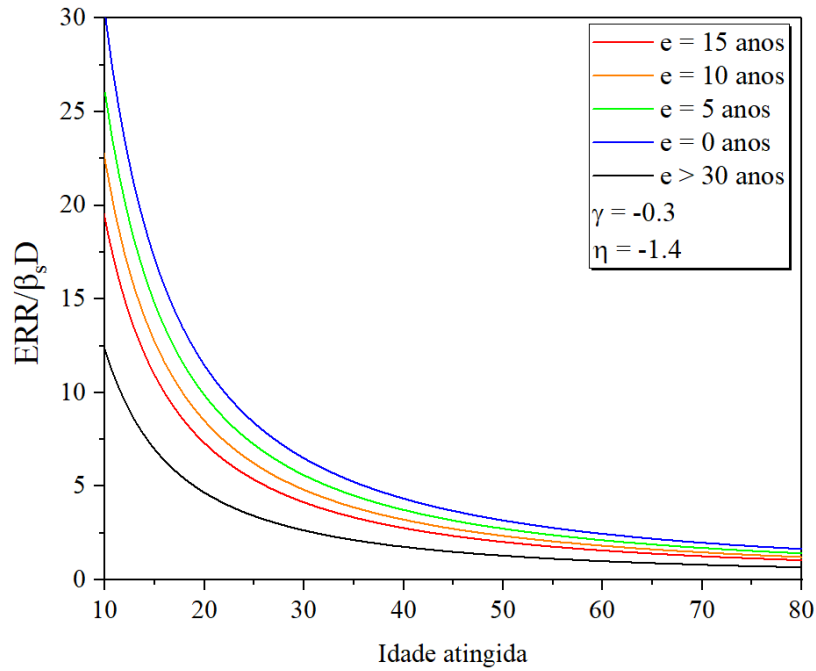
Esses órgãos formados por poucos voxels também vão representar uma dificuldade maior para a simulação na hora da convergência dos resultados por possuírem um grupo amostral menor para os cálculos estatísticos. Isso, somado ao fato de estarem fora do campo de radiação primária, faz com que os valores de dose possuam incertezas relativamente altas, mas que não impossibilitam este estudo.

4.4 ERR conforme a idade de exposição e idade atingida

Antes de serem apresentados os valores ERR calculados para cada caso, é interessante aprofundar um pouco no modelo descrito na Equação 2.6. Fixando os parâmetros de γ

e η para os valores mais frequentes de -0,3 e -1,4 respectivamente, é possível visualizar como ERR se comporta em função da idade atingida, para uma mesma dose e um mesmo β_S . A Figura 4.2 ilustra esse comportamento para diferentes idades de exposição.

Figura 4.2 – Comportamento geral do ERR em função da idade atingida e independente de órgão, gênero e dose, para uma idade de exposição e variável.



Uma análise rápida permite perceber que a idade de exposição tem grande influência no ERR, caindo aproximadamente 50% se comparados um recém-nascido ($e = 0$) e um indivíduo adulto ($e > 30$), o que é esperado devido à maior radiosensibilidade para indivíduos de pouca idade. Além disso, a queda no ERR para uma dada dose e β_S indica que a chance de diagnóstico de uma neoplasia radioinduzida em idades mais avançadas se torna muito baixa. Essa queda pode indicar que em idades mais avançadas se torna mais difícil distinguir uma neoplasia radioinduzida de uma causada por outros fatores externos, além de poder ainda não ser diagnosticada dentro da expectativa de vida do indivíduo.

Os valores de doses equivalentes para todos os órgãos/tecidos são apresentados no Apêndice B.

4.5 ERR calculado para os objetos simuladores virtuais

Na Tabela 4.3 são apresentados os erros relativos percentuais de cada valor de dose. Ao usar esses dados para calcular os valores de ERR seria necessário propagar a incerteza do valor final do risco com base na incerteza inicial da dose. No entanto, como a dose é o único parâmetro variável e já possui a incerteza em sua forma relativa, a propagação de incertezas da Equação 2.6 resulta em apenas um termo para ser calculado. Como todos os termos estão se multiplicando, a incerteza relativa dos valores de ERR é a própria incerteza dos valores de dose. Portanto, esses erros relativos não serão apresentados novamente nas tabelas de ERR por motivo de simplicidade, mas ressalta-se que essas incertezas existem e não devem ser ignoradas (30).

Vale também ressaltar que os valores de β_S da Tabela 2.3 representam a melhor estimativa pontual para esse respectivo valor. O modelo BEIR VII fornece intervalos de confiança de 95% para todos os β_S apresentados. Caso esses intervalos fossem simétricos ao redor de β_S , seria plausível utilizá-los como limites superior e inferior para se obter uma incerteza com significância para ser propagada nos cálculos. No entanto, todos os intervalos são assimétricos e, nesse caso, realizar o procedimento descrito acima não possuiria um significado estatístico claro, uma vez que essa incerteza com base nos limites do intervalo de confiança significaria um cenário onde o β_S seria sempre o valor central do intervalo, o que não é o caso para nenhum desses valores fornecidos pelo modelo BEIR VII. Por esses motivos, esse parâmetro foi considerado constante para os fins desta análise (30).

Com base nos valores de dose da Tabela 4.3 e os respectivos parâmetros da Tabela 2.3 utilizados na Equação 2.6, foram obtidos os valores de ERR para três valores de idade atingida: 20, 40 e 60 anos, apresentados, respectivamente, nas Tabelas 4.4, 4.5 e 4.6.

Essas tabelas apresentam o risco excessivo de indução de câncer durante a idade adulta devido a uma única exposição de radiografia de tórax durante a infância. O padrão geral observado nos valores de ERR é que eles tendem a diminuir conforme a idade atingida, o que pode indicar que outros fatores de mortalidade se tornam mais presentes, fazendo com que sejam registrados menos diagnósticos de câncer em idades avançadas. Ainda pode significar uma redução da radiosensibilidade com o decorrer dos anos, com menos danos ao DNA sendo acumulados.

Tabela 4.4 – ERR para exposições considerando idade atingida de 20 anos em $\% \times 10^{-5}$.

20 anos								
Órgão	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Bexiga	6,09	15,7	4,75	17,01	1,35	5,41	2,4	5,17
Cólon	11,48	7,84	10,73	7,32	11,51	7,81	14,29	8,88
Estômago	17,83	40,77	18,24	41,65	21,06	48,13	26,51	59,43
Fígado	25,8	25,74	24,4	24,41	27,22	27,22	40,93	34,54
Ovário	-	3,48	-	2,82	-	0,91	-	1,06
Próstata	0,61	-	0,39	-	0,12	-	0,19	-
Pulmão	4,17	18,23	3,2	14,01	4,01	17,53	4,2	16,62
Útero	-	0,6	-	0,7	-	0,21	-	0,2

Tabela 4.5 – ERR para exposições considerando idade atingida de 40 anos em $\% \times 10^{-5}$.

40 anos								
Órgão	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Bexiga	2,31	5,95	1,8	6,45	0,51	2,05	0,91	1,96
Cólon	4,35	2,97	4,07	2,77	4,36	2,96	5,42	3,37
Estômago	6,76	15,45	6,91	15,78	7,98	18,24	10,04	22,52
Fígado	9,78	9,75	9,25	9,25	10,32	10,31	15,51	13,09
Ovário	-	1,32	-	1,07	-	0,34	-	0,4
Próstata	0,23	-	0,15	-	0,05	-	0,07	-
Pulmão	1,58	6,91	1,21	5,31	1,52	6,64	1,59	6,3
Útero	-	0,23	-	0,27	-	0,08	-	0,08

Tabela 4.6 – ERR para exposições considerando idade atingida de 60 anos em $\% \times 10^{-5}$.

60 anos								
Órgão	RN-M	RN-F	5-M	5-F	10-M	10-F	15-M	15-F
Bexiga	1,31	3,37	1,02	3,65	0,29	1,16	0,52	1,11
Cólon	2,47	1,68	2,31	1,57	2,47	1,68	3,07	1,91
Estômago	3,83	8,76	3,92	8,95	4,52	10,34	5,69	12,77
Fígado	5,54	5,53	5,24	5,24	5,85	5,85	8,79	7,42
Ovário	-	0,75	-	0,61	-	0,19	-	0,23
Próstata	0,13	-	0,08	-	0,03	-	0,04	-
Pulmão	0,9	3,92	0,69	3,01	0,86	3,76	0,9	3,57
Útero	-	0,13	-	0,15	-	0,05	-	0,04

Atualmente, o câncer de próstata é o segundo tipo de neoplasia mais comum em homens ao redor do mundo (31). No entanto, analisando as Tabelas 4.4, 4.5, 4.6, os valores de ERR estão entre os mais baixos obtidos dentre todo o conjunto de dados, não ultrapassando 1×10^{-5} em nenhum dos casos estudados. Essa tendência parece indicar que o câncer de próstata tem uma dependência maior de fatores externos ou genéticos que não estão relacionados diretamente com a exposição à radiação ionizante.

Observa-se também que os riscos relacionados ao fígado crescem para exposições aos 15 anos. Esse fato é explicado ao levar em conta o período de formação do órgão. Na infância, o fígado ainda não está plenamente desenvolvido e não atingiu um tamanho considerável, enquanto na adolescência, esse órgão já representa uma parcela maior do volume da caixa torácica.

Com apenas duas exceções, todos os órgãos apresentaram um risco maior quando considerados os objetos simuladores femininos. Esse modelo, então, ressalta a radiosensibilidade de indivíduos do gênero feminino. A primeira exceção foi o fígado, que não apresentou diferença significativa comparando ambos os gêneros, e a segunda foi o cólon, que obteve valores ligeiramente maiores para os objetos simuladores masculinos.

Ademais, o padrão de risco excessivo foi claro: maior risco para exposições em menores idades, diminuindo conforme o aumento da idade atingida, com ERR especialmente maior para órgãos no feixe primário de radiação. O maior valor foi obtido para o estômago, considerando uma idade de exposição aos 15 anos de uma paciente feminina e idade atingida de 20 anos, apresentando um ERR de $59,43 \times 10^{-5}$.

Conclusões finais

Este trabalho teve como objetivo principal estudar os riscos excessivos de indução de câncer em diferentes órgãos dentro e fora do campo principal de irradiação, devido a uma exposição radiográfica de tórax em pacientes pediátricos de 0 a 15 anos.

A abordagem escolhida foi a utilização de simulações de Monte Carlo através do código MCNPX2.7.0 (13) em combinação com os objetos simuladores virtuais pediátricos de referência da ICRP 143 (12). Os resultados foram normalizados e validados pela dose de entrada na pele do paciente, dose essa que também foi medida em clínica para uma maior confiabilidade dos resultados. Essa metodologia é chamada de dosimetria numérica por utilizar métodos numéricos iterativos para realizar os cálculos de dose absorvida em órgãos de interesse, isso sem expor pacientes a doses desnecessárias no processo.

Os resultados obtidos experimentalmente de DEP foram coerentes com os encontrados na literatura, o que fornece uma validação sólida para os demais resultados deste trabalho.

Os valores de ERR foram maiores para pacientes mais jovens na idade de exposição, com valores mais elevados ainda para mulheres. Como o esperado, as doses e o ERR foram maiores para os órgãos localizados diretamente no campo primário de irradiação.

De modo geral, este trabalho demonstrou a segurança destes procedimentos. O maior valor de ERR foi para o estômago, com um valor de $59,43 \times 10^{-5}$, representando poucas dezenas de casos a mais a cada 100.000 diagnósticos confirmados. Mas vale ressaltar que esses resultados foram calculados considerando apenas uma exposição radiográfica de tórax; múltiplas exposições ou ainda exposição a procedimentos que utilizem valores maiores de tensão ou produto corrente-tempo podem aumentar consideravelmente essa estatística.

As incertezas relativas obtidas atingiram um valor máximo de 15% para o caso da próstata. Essa incerteza representa uma limitação da metodologia utilizada; estruturas pequenas vão possuir menos voxels e, conseqüentemente, um grupo amostral menor para a convergência dos resultados. Uma alternativa para este problema seria realizar um procedimento de "reconstruir" o objeto simulador, que consiste em dividir os voxels em volumes ainda menores para aumentar a precisão do modelo, mas a custo de uma demanda

computacional muito maior. Como a próstata é um órgão fora do campo primário de exposição, e mesmo dentro das incertezas, apresentou valores de ERR pequenos, esse procedimento não foi considerado necessário.

Com o advento dos objetos simuladores estilizados em malha MESH (32), trabalhos futuros sobre este tópico podem alcançar novos horizontes. Esses objetos simuladores são o estado da arte para simuladores antropomórficos virtuais e permitem uma grande riqueza de detalhes anatômicos. Próximos trabalhos do autor pretendem utilizar esses objetos simuladores e, ainda, abranger um intervalo maior de tensões de tubo e filtração, para estudar a influência desses parâmetros nos valores de ERR para pacientes pediátricos.

Referências

- 1 THULER, Luiz Claudio Santos; SANT'ANA, Denise Rangel; REZENDE, Magda Côrtes Rodrigues. **ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer**. Serviço de Edição e Informação Técnico-Científica/CEDC, 2011. P. 127–127.
- 2 OLIVEIRA SANTOS, Marceli de. Incidência, mortalidade e morbidade hospitalar por câncer em crianças, adolescentes e adultos jovens no Brasil: informações dos registros de câncer e do sistema de mortalidade. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 64, n. 3, p. 439–440, 2018. DOI: [10.32635/2176-9745.RBC.2018v64n3.115](https://doi.org/10.32635/2176-9745.RBC.2018v64n3.115).
- 3 VELAME, Kamila Tessarolo; ANTUNES, José Leopoldo Ferreira. Mortalidade por câncer na infância e adolescência: análises de tendência e distribuição espacial nas 133 regiões intermediárias brasileiras agrupadas por macrorregiões. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, SciELO Brasil, v. 27, e240003, 2024. DOI: [10.1590/1980-549720240003](https://doi.org/10.1590/1980-549720240003).
- 4 GUPTA, Geeta Rao. Tackling pneumonia and diarrhoea: the deadliest diseases for the world's poorest children. **The Lancet**, Elsevier, v. 379, n. 9832, p. 2123–2124, 2012. DOI: [10.1016/S0140-6736\(12\)60907-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60907-6).
- 5 WROTEK, August; CZAJKOWSKA, Małgorzata; JACKOWSKA, Teresa. Chest radiography in children hospitalized with bronchiolitis. **Pulmonology**, Springer, p. 55–62, 2019. DOI: [10.1007/5584_2019_435](https://doi.org/10.1007/5584_2019_435).
- 6 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). **ICRP Publication 118: Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context**. Oxford, UK: Pergamon Press, 2012. DOI: [10.1016/j.icrp.2012.02.001](https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.02.001).
- 7 NATIONAL RESEARCH COUNCIL; LIFE STUDIES; BOARD ON RADIATION EFFECTS RESEARCH; COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION. **Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2**. Washington, DC: The National Academies Press, 2006. DOI: [10.17226/11340](https://doi.org/10.17226/11340).
- 8 BUSHBERG, Jerrold T; BOONE, John M. **The essential physics of medical imaging**. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. DOI: [10.1118/1.4811156](https://doi.org/10.1118/1.4811156).

- 9 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Diretrizes Básicas de Radioproteção - CNEN NN 3.01**. Rio de Janeiro, Brasil: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2024.
- 10 YORIYAZ, Hélio. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. DOI: [10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149](https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149).
- 11 KULEZA, Joel A; ADAMS, Terry R; ARMSTRONG, Jerawan Chudoung; BOLDING, Simon R; BROWN, Forrest B; BULL, Jeffrey S; BURKE, Timothy Patrick; CLARK, Alexander Rich; FORSTER III, Robert Arthur Art; GIRON, Jesse Frank et al. **MCNP code version 6.3. 0 theory & user manual**. 2022. DOI: [10.2172/1889957](https://doi.org/10.2172/1889957).
- 12 BOLCH, Wesley Emmett; ECKERMAN, Keith; ENDO, Akira; HUNT, John Graham S; JOKISCH, Derek W; KIM, Chan Hyeong; KIM, Kwang-Pyo; LEE, Choonsik; LI, J; PETOUSSI-HENSS, Nina et al. ICRP Publication 143: paediatric reference computational phantoms. **Annals of the ICRP**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 49, n. 1, p. 5–297, 2020. DOI: [10.1177/0146645320915031](https://doi.org/10.1177/0146645320915031).
- 13 PELOWITZ, Denise B; DURKEE, Joe W; ELSON, Jay S; FENSIN, Michael L; HENDRICKS, John S; JAMES, Michael R; JOHNS, Russell C; MCKINNEY, Gregg W; MASHNIK, Stepan G; VERBEKE, Jerome M et al. **MCNPX 2.7. 0 Extensions**. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, LA-UR-11-02295, v. 4, 2011. DOI: [10.2172/1058045](https://doi.org/10.2172/1058045).
- 14 OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estudos avançados**, SciELO Brasil, v. 27, p. 185–200, 2013. DOI: [10.1590/S0103-40142013000100014](https://doi.org/10.1590/S0103-40142013000100014).
- 15 OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de textos, 2016.
- 16 JOHNS, Harold Elford; CUNNINGHAM, John Robert et al. **The physics of radiology**. Charles C. Thomas Springfield, IL, 1983.
- 17 SÁ, José Roberto; ANJOS, Roberto Meigikos dos; CARDOSO, Renan Pereira; MUNIZ, Marcelo Costa; CID, Alberto Silva; LACERDA, Thiago Correa. Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, SciELO Brasil, v. 39, n. 1, e1503, 2017. DOI: [10.1590/1806-9126-rbef-2016-0119](https://doi.org/10.1590/1806-9126-rbef-2016-0119).
- 18 HERRING, Conyers; NICHOLS, MH. Thermionic emission. **Reviews of modern physics**, APS, v. 21, n. 2, p. 185, 1949. DOI: [10.1103/RevModPhys.21.185](https://doi.org/10.1103/RevModPhys.21.185).
- 19 KHAN, Faiz M. **The physics of radiation therapy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

-
- 20 POLUDNIOWSKI, Gavin; LANDRY, Guillaume; DEBLOIS, François; EVANS, Philip M; VERHAEGEN, Frank. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 54, n. 19, n433, 2009. DOI: [10.1088/0031-9155/54/19/N01](https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/N01).
- 21 ALVES, Arthur SBZ; LUZ, Douglas G; NEVES, Lucio P; PERINI, Ana P; SANTOS, William S. Risk of radiation-induced cancer on pediatric patient exposures in later stages of life. In: PROCEEDINGS of the INAC 2024: international nuclear atlantic conference. Nuclear Energy: assuring energy, health and food. 2024.
- 22 MCCONN, Ronald J; GESH, Christopher J; PAGH, Richard T; RUCKER, Robert A; WILLIAMS III, Robert. **Compendium of material composition data for radiation transport modeling**. 2011. DOI: [10.2172/1058045](https://doi.org/10.2172/1058045).
- 23 KNIGHT, Stephen P. A paediatric X-ray exposure chart. **Journal of medical radiation sciences**, Wiley Online Library, v. 61, n. 3, p. 191–201, 2014. DOI: [10.1002/jmrs.56](https://doi.org/10.1002/jmrs.56).
- 24 POLUDNIOWSKI, Gavin; LANDRY, Guillaume; DEBLOIS, François; EVANS, Philip M; VERHAEGEN, Frank. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 54, n. 19, n433, 2009. DOI: [10.1088/0031-9155/54/19/N01](https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/N01).
- 25 HART, D; HILLIER, MC; WALL, BF; SHRIMPTON, P; BUNGAY, D. Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK. **NRPBW14, Chilton**, 2000. DOI: [10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127](https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127).
- 26 HART, D; WALL, BF. UK population dose from medical X-ray examinations. **European journal of radiology**, Elsevier, v. 50, n. 3, p. 285–291, 2004. DOI: [10.1016/S0720-048X\(03\)00178-5](https://doi.org/10.1016/S0720-048X(03)00178-5).
- 27 KOSTOVA-LEFTEROVA, D; TASEVA, D; INGILIZOVA, K; HRISTOVA-POPOVA, J; VASSILEVA, J. Potential for optimisation of paediatric chest X-ray examination. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford University Press, v. 147, n. 1-2, p. 168–170, 2011. DOI: [10.1093/rpd/ncr328](https://doi.org/10.1093/rpd/ncr328).
- 28 POLITO, C; GENOVESE, E; LONGO, M; CASSANO, B; DONATIELLO, S; SECINARO, A; MAGISTRELLI, A; TOMÀ, P; CANNATÀ, V. Optimized protocol for repeated chest X-ray in a pediatric cardiac intensive care unit. **Radiation Physics and Chemistry**, Elsevier, v. 179, p. 109255, 2021. DOI: [10.1016/j.radphyschem.2020.109255](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.109255).
- 29 HART, D; WALL, BF; SHRIMPTON, PC; DANCE, DR. The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size. **Radiation protection dosimetry**, Oxford University Press, v. 90, n. 1-2, p. 235–238, 2000. DOI: [10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127](https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127).

- 30 TAYLOR, John R. **An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements**. University Science Books, 1997.
- 31 RAWLA, Prashanth. Epidemiology of prostate cancer. **World journal of oncology**, Elmer Press, v. 10, n. 2, p. 63, 2019. DOI: [10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127](https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033127).
- 32 KIM, Suhyeon; SHIN, Bangho; CHOI, Chansoo; KIM, Hyeonil; HA, Sangseok; CHUNG, Beom Sun; HAN, Haegin; MOON, Sungho; SON, Gahee; KIM, Jaehyo et al. Pediatric phantom library constructed from ICRP mesh-type reference computational phantoms (MRCPs). **Nuclear Engineering and Technology**, Elsevier, 2024. DOI: [10.1016/j.net.2024.03.022](https://doi.org/10.1016/j.net.2024.03.022).

Apêndice: Produções bibliográficas

A.1 Trabalhos apresentados

ALVES, Arthur de Souza Borges Zuchetti; LUZ, Douglas Gabriel; NEVES, Lúcio Pereira; PERINI, Ana Paula; SANTOS, William de Souza. Risk of radiation-induced cancer on pediatric patient exposures in later stages of life. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE, 2024, Rio de Janeiro. Anais... Rio de Janeiro: ABEN - Associação Brasileira de Energia Nuclear, 2024. ISBN 978-65-594-1256-3.

ALVES, Arthur de Souza Borges Zuchetti; PERINI, Ana Paula; NEVES, Lucio Pereira; SANTOS, William de Souza. Risco de câncer radioinduzido em pacientes pediátricos submetidos a radiografias de tórax. Em: XI ENCONTRO MINEIRO DE FÍSICA, 2024, Lavras, MG. Anais... Lavras: Universidade Federal de Lavras, 2024.

A.2 Submissões para periódicos científicos

ZUCHETTI, Arthur; MACHADO, Ariadny Thayla; FERNANDES, Ana Clara Sampaio; GALEANO, Diego Caleston; NEVES, Lucio Pereira; PERINI, Ana Paula; SANTOS, William de Souza. Evaluation of long-term cancer risk from pediatric chest X-ray exposure using Monte Carlo simulations. Applied Radiation and Isotopes, em revisão, 2024.

A.3 Atividades de extensão

CURSO IMPLEMENTAÇÃO DE PRÁTICAS DOSIMÉTRICAS EM SERVIÇOS DE RADIODIAGNÓSTICO DE UBERLÂNDIA E REGIÃO. 2024. Instituição: Universidade Federal de Uberlândia. Descrição: apresentador da palestra "Risco excessivo de câncer em pacientes pediátricos devido à exposição a radiografias".

MOSTRA DE CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES. 2024. Instituição: Universidade Federal de Uberlândia: Descrição: coordenador do evento; membro da comissão científica e ministrante do trabalho intitulado "A Física das Radiações Ionizantes Descomplicada com a Câmara de Nuvens".

Apêndice: Valores de doses equivalentes para os
demais órgãos/tecidos

Tabela B.1 – Doses equivalentes calculadas para o conjunto completo de órgãos/tecidos do objeto simulador virtual feminino.

Feminino		0 Anos		5 Anos		10 Anos		15 Anos	
Órgãos									
	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo	
Adrenais	16,88	0,02	13,07	0,01	16,42	0,01	22,83	0,01	
Amígdalas	0,07	0,35	0,36	0,04	3,34	0,02	4,69	0,02	
Baço	51,70	0,01	44,64	0,00	56,37	0,01	88,31	0,00	
Bexiga	8,31	0,05	10,46	0,01	3,87	0,02	4,29	0,02	
Bronquios	46,95	0,04	61,26	0,01	67,97	0,01	80,87	0,01	
Cérebro	0,77	0,05	0,61	0,01	3,29	0,01	5,58	0,01	
Cólon	15,93	0,01	17,27	0,00	21,42	0,00	28,29	0,00	
Coração	84,80	0,01	96,28	0,00	120,57	0,00	156,32	0,00	
Cordão espinhal	17,94	0,02	18,98	0,00	23,94	0,01	35,98	0,00	
Esôfago	30,49	0,03	36,36	0,01	72,26	0,01	91,17	0,00	
Estômago	74,17	0,01	88,04	0,00	118,21	0,00	169,58	0,00	
Fígado	70,24	0,01	77,39	0,00	100,27	0,00	147,81	0,00	
Glândula pituitária	1,93	0,41	0,54	0,21	2,54	0,14	4,08	0,11	
Glândulas salivares	2,30	0,06	1,86	0,01	24,61	0,01	35,72	0,00	
Intestino delgado	70,54	0,06	86,06	0,00	84,91	0,00	104,87	0,00	
Linfonodos	5,76	0,01	9,21	0,00	9,75	0,00	16,37	0,00	
Língua	2,48	0,09	1,72	0,02	25,55	0,01	53,24	0,00	
Mamas	34,35	0,03	33,18	0,00	53,23	0,00	70,24	0,00	
Medula óssea cortical	5,32	0,03	5,78	0,00	7,70	0,00	5,22	0,00	
Medula vermelha	2,79	0,01	2,76	0,00	3,77	0,00	4,90	0,00	
Mucosa oral	2,44	0,07	1,46	0,03	5,49	0,02	42,78	0,01	
Olhos	0,44	0,45	0,43	0,13	1,38	0,11	2,36	0,10	
Ovários	7,99	0,11	7,53	0,02	2,81	0,04	3,82	0,03	
Pâncreas	60,62	0,02	60,92	0,00	70,11	0,00	77,51	0,00	
Pele	9,94	0,00	9,12	0,00	15,38	0,00	20,35	0,00	
Pulmões	11,37	0,01	10,15	0,00	14,76	0,00	16,26	0,00	
Região extra torácica	0,98	0,14	0,63	0,02	5,27	0,01	13,07	0,01	
Reto	4,05	0,18	3,72	0,04	2,04	0,08	1,78	0,10	
Rins	7,52	0,01	6,47	0,00	6,32	0,00	7,54	0,00	
Sangue	6,82	0,01	10,25	0,00	14,02	0,00	16,23	0,00	
Tecido adiposo	6,92	0,00	5,32	0,00	8,16	0,00	8,91	0,00	
Tecido mole	0,42	0,00	0,37	0,00	0,60	0,00	0,70	0,00	
Tecido muscular	7,79	0,00	6,76	0,00	12,00	0,00	13,15	0,00	
Tecido remanescente	1,20	0,00	1,07	0,00	1,79	0,00	2,00	0,00	
Tireoide	8,46	0,10	11,45	0,02	262,24	0,00	341,64	0,00	
Ureteres	17,31	0,04	20,57	0,01	13,47	0,01	15,77	0,01	
Útero	9,56	0,02	12,98	0,02	4,52	0,05	5,00	0,03	
Vesícula biliar	69,63	0,03	68,45	0,01	91,68	0,01	111,05	0,01	

Tabela B.2 – Doses equivalentes calculadas para o conjunto completo de órgãos/tecidos do objeto simulador virtual masculino.

Masculino	0 Anos		5 Anos		10 Anos		15 Anos	
Órgãos	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo	Dose(μ Sv)	Erro relativo
Adrenais	16,88	0,02	13,18	0,01	16,44	0,01	34,52	0,01
Amígdalas	0,06	0,35	0,37	0,04	3,32	0,02	1,97	0,02
Baço	51,72	0,02	44,57	0,00	56,41	0,01	101,57	0,00
Bexiga	10,64	0,04	9,64	0,01	3,19	0,02	6,57	0,01
Bronquios	47,09	0,04	61,31	0,01	67,93	0,01	90,53	0,01
Cérebro	0,77	0,05	0,61	0,01	3,29	0,01	2,78	0,01
Cólon	15,92	0,01	17,28	0,00	21,53	0,00	31,04	0,00
Coração	84,65	0,01	96,26	0,00	120,55	0,00	169,82	0,00
Cordão espinhal	17,93	0,02	18,99	0,00	23,97	0,01	31,56	0,01
Esôfago	30,58	0,03	36,66	0,01	73,45	0,01	91,50	0,00
Estômago	74,14	0,01	88,12	0,00	118,24	0,00	172,89	0,00
Fígado	70,40	0,01	77,36	0,00	100,29	0,00	175,16	0,00
Glândula pituitária	1,93	0,41	0,59	0,20	2,49	0,14	1,97	0,17
Glândulas salivares	2,31	0,06	1,86	0,01	24,61	0,01	8,90	0,01
Intestino delgado	70,67	0,01	86,00	0,00	84,39	0,00	113,41	0,00
Linfonodos	5,69	0,01	9,18	0,00	9,71	0,00	17,11	0,00
Língua	2,52	0,08	1,74	0,02	25,54	0,01	12,81	0,01
Mamas	34,42	0,03	32,80	0,00	52,73	0,00	70,57	0,00
Medula óssea cortical	5,31	0,03	5,78	0,00	7,70	0,00	5,21	0,00
Medula vermelha	2,79	0,01	2,76	0,00	3,77	0,00	4,61	0,00
Mucosa oral	2,44	0,07	1,45	0,03	5,50	0,02	10,39	0,01
Olhos	0,44	0,45	0,43	0,13	1,41	0,11	2,55	0,11
Pâncreas	60,68	0,02	60,78	0,00	70,17	0,00	88,14	0,00
Pele	9,90	0,00	9,10	0,00	15,35	0,00	20,34	0,00
Próstata	4,35	0,15	3,22	0,05	1,16	0,15	2,06	0,08
Pulmões	11,38	0,01	10,16	0,00	14,76	0,00	17,96	0,00
Região extra torácica	0,97	0,14	0,64	0,02	5,28	0,01	5,24	0,01
Reto	4,40	0,20	3,44	0,04	2,01	0,08	2,49	0,06
Rins	7,53	0,01	6,46	0,00	6,33	0,00	8,88	0,00
Sangue	6,82	0,01	10,24	0,00	14,03	0,00	18,09	0,00
Tecido adiposo	6,90	0,00	5,33	0,00	8,15	0,00	11,97	0,00
Tecido mole	0,42	0,00	0,37	0,00	0,60	0,00	0,78	0,00
Tecido muscular	7,76	0,00	6,74	0,00	12,00	0,00	13,18	0,00
Tecido remanescente	1,19	0,00	1,07	0,00	1,79	0,00	1,99	0,00
Testículos	1,35	0,19	1	0,05	0,49	0,12	1,04	0,05
Tireoide	8,45	0,10	11,47	0,02	262,22	0,00	297,64	0,00
Ureteres	19,28	0,04	20,57	0,01	13,52	0,01	19,95	0,01
Vesícula biliar	69,63	0,03	68,29	0,01	91,66	0,01	131,38	0,00