



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

LEONARDO CATUSSO

**AVALIAÇÃO DA DOSE FETAL EM GESTANTES COM USO DE
PROTETORES ABDOMINAIS EM TOMOGRAFIA DE CRÂNIO VIA
MÉTODO DE MONTE CARLO**

Uberlândia – MG

2025

LEONARDO CATUSSO

**AVALIAÇÃO DA DOSE FETAL EM GESTANTES COM USO DE
PROTETORES ABDOMINAIS EM TOMOGRAFIA DE CRÂNIO VIA
MÉTODO DE MONTE CARLO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Linha de Pesquisa: Tecnologias em Radiações,
Imagens Médicas e Biológicas

Orientador: Prof. Dr. William de Souza Santos.

Uberlândia – MG

2025

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

C369 2025	Catusso, Leonardo, 1998- AVALIAÇÃO DA DOSE FETAL EM GESTANTES COM USO DE PROTETORES ABDOMINAIS EM TOMOGRAFIA DE CRÂNIO VIA MÉTODO DE MONTE CARLO [recurso eletrônico] / Leonardo Catusso. - 2025. Orientador: William de Souza Santos. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.19 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações. 1. Engenharia biomédica. I. Santos, William de Souza, 1979-, (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



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 114, PPGEb				
Data:	treze de janeiro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	16:08
Matrícula do Discente:	12312EBI007				
Nome do Discente:	Leonardo Catusso				
Título do Trabalho:	Avaliação da dose fetal em gestantes com uso de protetores abdominais em tomografia de crânio via método de Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Cálculo de dose fetal e pediátrica em radioterapia com fóton e próton: uso do método Monte Carlo				

Reuniu-se via plataforma ConferênciaWeb, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: João Vinícius Batista Valença - UFCSPA; Tiago da Silva Jornada - HC-UFPE; William de Souza Santos - PPGEb/UFU e DFI/UFS orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. William de Souza Santos, 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 o senhor 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 **William de Souza Santos, Membro de Colegiado**, em 13/01/2025, às 16:11, 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 **João Vinícius Batista Valença, Usuário Externo**, em 13/01/2025, às 16:13, 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 **Tiago da Silva Jornada, Usuário Externo**, em 13/01/2025, às 16:38, 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 **5982693** e o código CRC **2C7206EE**.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão à minha família, que sempre me apoiou desde a graduação, passando pela residência e agora durante o mestrado. Agradeço especialmente ao Professor William, que há muitos anos me oferece oportunidades para contribuir com a ciência e alcançar o desenvolvimento pessoal e profissional que sempre busquei. Além de ser meu orientador, ele é também um grande amigo, e sou imensamente grato por sua orientação e amizade.

Também quero agradecer o apoio e paciência de todos que fizeram parte dessa jornada: meus amigos, amigas, minha irmã, minha namorada e meus colegas de profissão. Cada um, de alguma forma, teve um papel importante na minha trajetória, e sou muito grato por isso.

À Universidade Federal de Uberlândia, e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica, pelos serviços prestados em prol do desenvolvimento acadêmico e científico, contribuindo para a sociedade.

Este trabalho foi realizado com o apoio das agências de fomento Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) por meio das bolsas de Produtividade em Pesquisa 309675/2021-9 (W.S.S), 312124/2021-0 (A.P.P.) e 312160/2023-2 (L.P.N.), pelo Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2; e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), por meio dos projetos APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23. Este trabalho é parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INAIS) 406303/2022-3.

RESUMO

Neste trabalho foram realizadas simulações com o código MCNPX 2.7.0, permitindo estimar a dose nas estruturas de interesse dosimétrico do feto, para o protocolo de crânio do exame de tomografia computadorizada ao qual a gestante foi submetida. Os resultados mostraram que a aplicação de um protetor sobre o abdômen da paciente acarretou uma redução de dose maior que 40% para todas as estruturas do feto, para ambos os fabricantes de TC avaliados. Apesar de os equipamentos simulados terem mesma corrente (mA), colimação, *pitch* e tempo de rotação, possuíam kVp (130 kV para a Siemens e 120 kV para a GE) e espectros distintos. Essa alta efetividade do protetor ocorre pela baixa energia dos fótons que chegam ao feto, que são provenientes do feixe secundário, vindos do espalhamento na paciente e nas próprias estruturas constituintes do cenário. Na gestante não houve diferença na dose efetiva de maneira significativa, somente as estruturas cobertas pelo protetor apresentaram uma redução de dose maior que 10%, e como esperado as maiores doses absorvidas foram nas estruturas que foram submetidas ao feixe primário, que estavam dentro dos objetivos clínicos de imageamento. A paciente considerada possuía 24 semanas de gestação, 63 kg e 1,63 metros de altura, sendo esse simulador conhecido como Katja. Para o feto quando comparado ambos os fabricantes o fabricante Siemens depositou uma dose cerca de 3% maior que o fabricante GE. Já para a gestante o equipamento GE depositou mais dose, quando se compara a dose efetiva, sendo esse panorama repetido tanto para o caso com protetor quando para o caso sem protetor. Os erros estatísticos da simulação se encontraram dentro do aceitável (menor que 10%) e foram maiores em estruturas que estavam distantes do feixe primário e que possuíam menos voxels.

Palavras-chaves: Radiodiagnóstico, Tomografia computadorizada, Simulação Monte Carlo, Dose fetal, Simulador antropomórfico virtual.

ABSTRACT

In this study, simulations were performed using the MCNPX 2.7.0 code, allowing the estimation of the dose in the fetal dosimetric structures of interest for the cranial protocol of the computed tomography (CT) exam to which the pregnant patient was subjected. The results showed that the use of a shield over the patient's abdomen resulted in a dose reduction of more than 40% for all fetal structures, for both CT manufacturers evaluated. Although the simulated equipment had the same current (mA), collimation, *pitch*, and rotation time, they had different kVp values (130 kV for Siemens and 120 kV for GE) and distinct spectra. This high shield effectiveness occurs due to the low energy of the photons reaching the fetus, which originate from the secondary beam, resulting from scattering within the patient and the structures constituting the scenario.

For the pregnant patient, there was no significant difference in the effective dose; only the structures covered by the shield showed a dose reduction of more than 10%. As expected, the highest absorbed doses were in structures exposed to the primary beam, which were within the clinical imaging objectives. The simulated patient was 24 weeks pregnant, weighed 63 kg, and was 1.63 meters tall, represented by the Katja phantom. For the fetus, when comparing both manufacturers, Siemens equipment deposited a dose approximately 3% higher than GE equipment. However, for the pregnant patient, the GE equipment deposited a higher dose when comparing the effective dose. This trend was observed in both the shielded and unshielded cases. The statistical errors of the simulation were within acceptable limits (less than 10%) and were higher in structures far from the primary beam and those with fewer voxels.

Keywords: Diagnostic radiology, Computed tomography, Monte Carlo simulation, Fetal dose, Virtual anthropomorphic phantom.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	10
1.1 Objetivo geral	13
1.2 Objetivos específicos	13
CAPÍTULO 2: REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 Tomografia Computadorizada.....	14
2.2 Interação da radiação com a matéria.....	18
2.3 Exame de TC em gestantes.....	19
2.4 Grandezas dosimétricas	22
2.4.1 Exposição	22
2.4.2 Kerma.....	22
2.4.3 Dose Absorvida	22
2.4.4 Dose Equivalente	22
2.4.5 Dose Efetiva	23
2.4.6 <i>Computed Tomography Dose Index</i> (CTDI)	24
2.5 Método de Monte Carlo	26
2.6 Código de simulação Monte Carlo MCNPX (versão 2.7.0)	28
2.7 Simuladores antropomórficos virtuais.....	28
2.8 Equipamentos de proteção individual.....	33
CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 Cenário simulado.....	35
3.2 Modelo de fonte e espectro de energia	36
3.3 Modelo de protetor	39
3.4 Simulador antropomórfico	40
3.5 Estimativa da dose absorvida	41
CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
4.1 Resultados obtidos com o equipamento da Siemens.....	44
4.2 Resultados obtidos com o equipamento da GE.....	47
4.3 Comparação entre os diferentes fabricantes.....	40
CAPÍTULO 5: CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	58

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é uma técnica de imagem e surgiu no início da década de 1970 que faz uso de raios X para observar estruturas internas do corpo humano, permitindo a visualização da constituição anatômica em 3D (Bushberg et al., 2012). As imagens de TC são formadas em tons de cinza, ditos unidades de Hounsfield (HU). O número de HU está relacionado ao coeficiente de atenuação do material em comparação com a água, quanto maior o número de HU maior é a densidade relativa desse material comparado com a água. A TC é uma técnica onde o paciente é posicionado sobre a mesa do exame que se move ao longo da aquisição de imagem, podendo ser, helicoidal ou axial, dependendo da aplicação clínica. Esse tipo de aquisição permite a reconstrução volumétrica (3D) da região irradiada. O uso de radiação ionizante pode gerar efeitos adversos, sejam eles reações teciduais ou efeitos estocásticos (Okuno; Yoshimura, 2010). A TC pode ser aplicada para o diagnóstico em diferentes regiões do corpo, entretanto alguns sítios possuem prevalência maior quando falamos no número de exames realizados pelo Sistema Único de Saúde (SUS), sendo exames de crânio/pescoço, abdômen e tórax os mais prevalentes (Dovales; De Souza; Veiga, 2016)

O aumento da velocidade de rotação do tubo, assim como o maior número de canais de detecção e, consequentemente o aumento da colimação (cobertura do feixe), permitiram a redução do tempo de exame. A diminuição do tamanho do detector também tornou possível adquirir imagens com melhor resolução espacial, de maneira que os diagnósticos pudessem ser mais precisos. De um ponto de vista mais técnico a invenção do *Slip ring* representou uma mudança estrutural impactante, reduzindo o uso de cabos de alimentação do tubo e dos detectores, resolvendo problemas associados a dinâmica do movimento e freamento brusco do conjunto tubo-detectores. Inicialmente as aquisições eram somente axiais, com a mesa se movendo só após o tubo completar o giro, a implementação da aquisição helicoidal, com aquisição da imagem e movimento da mesa simultâneos permitiu a diminuição no tempo de exame (Bushberg et al., 2012).

A realização do exame de TC em gestantes é um tema delicado, pois além dos riscos da radiação envolvendo a paciente, devem ser considerados os possíveis efeitos indesejados associados ao feto, que por sua vez é mais radiosensível, devido à alta taxa de divisão celular e outros efeitos (UNSCEAR, 2013). Todos os exames em gestantes,

assim como os demais, devem cumprir o princípio da justificação e de maneira adicional a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) deve ser feito pela paciente antes da realização do exame. Os exames de tórax são normalmente solicitados em caso de problemas cardíacos, pulmonares e infecções, exames abdominais também podem solicitados em caso de apendicite, cistos e anormalidades abdominais (APA, 2024), outros tipos de exames podem ser solicitados devido a justificativa clínica. É recomendável que antes da solicitação de exames que façam uso de radiação ionizante em gestantes, a equipe médica pondere os benefícios em relação aos riscos, o diagnóstico gerado deve apresentar um ganho de informações maiores do que os possíveis efeitos deletérios.

A mensuração de dose em órgãos em exames de TC não é uma medida trivial, uma vez que os equipamentos não conseguem fornecer esse tipo informação antes, durante ou após o exame. As grandezas dosimétricas mais comumente disponibilizadas pelas fabricantes de equipamentos são: *Dose Length Product* (DLP) e o *CT Dose Index* (CTDI), onde o CTDI normalmente é expresso em termos do CTDI volumétrico. O CTDI, apesar de não ser a dose do exame, serve como valor de referência para os diversos protocolos de aquisição de acordo com a região de interesse. Vale ressaltar o conceito ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), contido no princípio da otimização, que trata do aperfeiçoamento de protocolos, com imagens que atinjam o objetivo diagnóstico, entregando a menor dose possível (ICRP, 2007). Buscando apresentar valores de referência de CTDIvol em protocolos específicos, temos na Resolução da Diretoria Colegiada nº 611 (ANVISA, 2022), através da Instrução Normativa nº 93 (ANVISA, 2021), em que o CTDIvol para protocolos adultos típicos, com peso variando entre 60-75 kg e com altura entre 1.6 e 1.75 m deve ter como referência 70 mGy para exames de crânio e 25 mGy para o abdômen (ANVISA, 2021).

A gestação é dividida em 3 períodos, sendo eles: pré-implantação, que vai do 1º dia da pós concepção até o 10º dia da gestação, seguido pela organogênese, que vai do 11º dia de gestação até o 45º dia e por fim temos a fase fetal que compreende todo o restante da gestação. O período inicial, pré-implantação tem como único possível efeito o aborto, para isso doses superiores a 100 mGy tem que ser entregue ao feto (ICRP, 2003). Tanto na organogênese quanto no período fetal doses próximas a 100 mGy podem estar associadas a diversos possíveis efeitos, como o retardo mental que pode surgir com uma dose de 60 mGy no período de 42 a 105 dias pós concepção, mas também podendo surgir

com doses próximas a 250 mGy entre o 105° e 175° dias pós concepção (Otake et al., 1996). Conforme a ICRP 84, doses menores do que 100 mGy geralmente não apresentam risco e, portanto, a gravidez não deve ser interrompida. Entretanto, quando as doses variarem entre 100 e 500 mGy, do ponto de vista clínico, a decisão deve ser tomada pela equipe médica pensando particularmente em cada caso (ICRP, 2000; IAEA, 2024).

Segundo a AAPM (2019), existe a não recomendação do uso de EPIs por pacientes, pois estruturas de interesse diagnóstico podem não serem visualizadas na imagem. A incidência de câncer em gerações futuras assim como a infertilidade necessitam de doses muito maiores para serem relevantes. Para pacientes gestantes não é recomendado o uso como rotina, mas sim em casos em que ajude a gestante a se acalmar e facilite o exame, desde que não prejudique a qualidade da imagem.

A dosimetria *in vivo* é uma tarefa inviável de realizar, principalmente em gestantes. Nesse sentido, a simulação Monte Carlo, atualmente tem se tornado uma ferramenta padrão para cálculo de doses em física médica. A simulação de Monte Carlo é um método computacional com aplicação em diversas áreas, entre elas na medicina, como por exemplo, o cálculo de grandezas dosimétricas associadas a métodos de imageamento usando radiação ionizante e a radioterapia e, por isso, foi escolhida para ser utilizada para determinação da dose em órgãos materno-fetal no exame de TC de crânio.

Algumas aplicações de simulação de Monte Carlo já foram realizadas em diversas áreas da física médica, incluindo o radiodiagnóstico. O trabalho de Damilakis (2010) fez o uso de simulação de Monte Carlo durante todos os estágios da gestação, fazendo o uso de simuladores matemáticos e comparando com medidos experimentais. O uso de outras ferramentas para mensurar a dose em embriões contidos em simuladores matemáticos é outra aplicação de estudos de dosimetria computacional, realizado por Huda (2010). Trabalhos como de Kobayashi (2020), Kellaranta (2017) e Li (2021) também fazem o uso de simulação de Monte Carlo para trabalhar com a dosimetria fetal.

1.1 Objetivo geral

Avaliar a dose recebida no feto ao longo de exame de tomografia computadorizada com o uso de protocolo de crânio usando simulação Monte Carlo e simulador antropomórfico virtual.

1.2 Objetivos específicos

1. Avaliar a redução de dose fetal com o uso de protetor sobre o abdômen da paciente.
2. Quantificar o impacto do protetor sobre o abdômen da paciente na dose em órgãos e tecidos da gestante.
3. Avaliar o impacto na dose do feto e da gestante em um protocolo de crânio de dois equipamentos de TC de fabricantes distintos.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tomografia Computadorizada

A TC é uma técnica de imagem surgiu nos anos de 1970, com tempo médio de exame variando de 4 a 5 minutos e com uma qualidade de imagem bem inferior ao que se tem hoje em dia. Inicialmente, os equipamentos realizavam apenas aquisições axiais, o que dava a técnica um nome diferente do que é mais usual atualmente, nesse período chamava Tomografia Computadorizada Axial (TCA). Com a evolução dos equipamentos incluindo uma potência do tubo maior, mais canais de detectores, diminuição do tamanho do elemento de detecção e a implementação da aquisição helicoidal, tornou-se possível reduzir o tempo de exame para poucos segundos, além da melhora significativa na qualidade da imagem (Bushberg et al., 2012).

O objetivo da TC é gerar imagens que permitam reconstruções tridimensionais e para isso o paciente é posicionado com a ajuda lasers definindo o ponto de referência da aquisição. Primeiramente é realizada uma aquisição plana (tubo em posição fixa), que pode ser a 0°, 90°, 180° e 270°, dependendo do objetivo clínico, esse modo de imageamento tem como objetivo localizar pontos de interesse para fazer a programação correta para o exame. A definição da região de interesse é importante, pois com ela conseguimos adquirir somente as regiões de interesse, diminuindo a dose em pontos que clinicamente não são importantes. Com a programação da aquisição baseada na região de interesse, deve-se utilizar o protocolo clínico adequado de acordo com o objetivo do exame. Os parâmetros de aquisição mais comuns são kV, mA, *pitch*, colimação e espessura de corte, os quais serão explicados com mais detalhes em uma próxima seção, bem como o seu impacto na qualidade da imagem e na dose (Bushberg et al., 2012).

O *pitch* é um parâmetro associado a aquisição e o movimento da mesa contínuos e simultâneos, descrevendo o quanto a mesa anda a cada aquisição. A dose de uma aquisição é inversamente proporcional ao *pitch*, ou seja, quanto maior o *pitch*, menor é a dose. O impacto na imagem também é observado ao mudar o *pitch*, valores menores do que 1 representam que haverá sobreposição de regiões ao qual o conjunto tubo e detectores giraram, e, portanto, mais informações sobre essas regiões foram adquiridas. Valores de *pitch* maiores do que 1 indicam que algumas regiões não serão totalmente adquiridas, gerando menos informações para a reconstrução da imagem, quando o valor

é igual a 1 temos uma coleta de dados que corresponde aos princípios de uma aquisição axial (Bushberg et al., 2012). Em termos de velocidade de aquisição temos uma relação inversamente proporcional com o *pitch*, com um tempo menor associado aos maiores valores *pitch* e maiores tempos de aquisição para valores menores de *pitch*.

Os equipamentos de TC são divididos em quatro gerações sendo a primeira geração a mais antiga de todas. Na primeira geração de TC, existia apenas um feixe fino, conhecido como *pencil beam*, que trabalhava com apenas um detector, ou seja, era um único conjunto de emissor e detector. Esse conjunto se deslocava lateralmente para cobrir toda a área de interesse, após essa área ser varrida, o *gantry* realizava o movimento de rotação e assim por diante até 180° de aquisição, com uma matriz de 80 x 80 (Bushberg et al., 2012; Sprawls, 2024).

A grande diferença da segunda para a primeira geração foi a implementação de mais detectores e a mudança na geometria do feixe que passou a possuir uma abertura maior, se tornando o que conhecemos hoje por *fan beam*. Essas mudanças levaram a diminuição do tempo de exame, bem como possibilidade de serem utilizadas matrizes 160 x 160, o que possibilitou melhora na qualidade da imagem (Bushberg et al., 2012; Sprawls, 2024).

A terceira geração de tomógrafos teve como seu grande diferencial a existência de tubo e detectores em posições fixas entre si, além do fato de que os arranjos de detectores eram longos o suficiente para cobrirem todo o campo de visão. Essa tecnologia relacionada à posição do tubo e detectores é denominada como geometria girar-girar. Entretanto, a terceira geração possuía uma grande limitação, relacionada aos cabos de alimentação do conjunto tubo e detectores, pois o conjunto precisava rotar em uma alta velocidade para fazer as aquisições e em seguida realizar uma diminuição de velocidade brusca, antes que a quantidade disponível de cabos acabasse. Para que o problema dos cabos se extinguisse, foram introduzidos os *Slip rings*, que são basicamente anéis de condução de corrente, responsáveis por realizar o trabalho dos cabos. A introdução dos *Slip rings* permitiu que aquisições helicoidais pudessem ser realizadas, sendo seu uso perpetuado até os dias de hoje (Bushberg et al., 2012; Sprawls, 2024).

A quarta geração é a mais recente, sendo denominada girar-estacionário, isso porque, o tubo gira, mas o anel de detectores é estacionário. A geometria girar-estacionário surgiu com o intuito de diminuir os artefatos de anel, um dos problemas

associados à terceira geração. A solução para o problema do artefato foi colocar detectores em toda a parte de detecção do tomógrafo, ou seja, nos 360° de uma possível abertura de colimação. Vale ressaltar que o artefato de anel acontecia por possuir elementos de detecção em somente 60° do ângulo de abertura do feixe (Bushberg et al., 2012; Sprawls, 2024).

O exame completo de tomografia gera milhares de dados considerando que realiza diversas aquisições de imagens, pois o tubo emite os raios X enquanto um conjunto de informações é coletado para cada uma das projeções. Essa grande quantidade de imagens adquiridas precisa ser reconstruída para gerar as imagens finais. Dentre os métodos de reconstrução mais conhecidos, temos: retroprojeção filtrada e a iterativa. A retroprojeção filtrada é o método mais comum e por muito tempo foi o mais utilizado. Descrevendo de maneira bastante simplista, consiste em pegar dados relativos ao coeficiente de atenuação linear de cada uma das projeções ao longo de toda a aquisição e dispor em termos de sistema de equações lineares. Para cada uma das projeções tem se associados valores de atenuação para cada um dos elementos de detecção, e quando todas as imagens são adquiridas é possível resolver sistema linear de equações. Exemplo pode ser observado na Figura 1 (Bushberg et al., 2012).

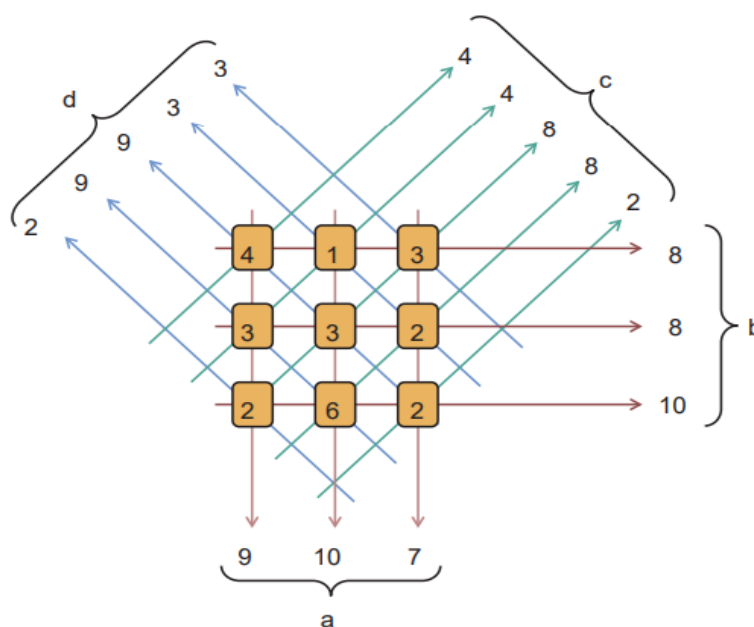


Figura 1: Representação com uma matriz 3 x 3 da metodologia matemática empregada para realizar a retroprojeção filtrada. Fonte: Bushberg et al.

(2012).

Apesar de a Figura 1 ser uma matriz 3×3 , normalmente são utilizadas matrizes de 512×512 , o que naturalmente faz que esse processo matemático precise de um esforço computacional maior. Esse tipo de reconstrução gera um artefato, que é intrínseco ao método matemático implementado, para a correção é aplicado um filtro de convolução, dando assim o nome de retroprojeção filtrada (Bushberg et al., 2012).

A reconstrução iterativa é um método mais novo, como o próprio nome sugere diversas iterações são feitas em busca de uma imagem final satisfatória. Temos que a projeção, é a informação conhecida e a imagem final é o objetivo final, que é uma informação desconhecida. Através da aquisição de dados iniciais, é iniciado o processo iterativo em busca da imagem com qualidade satisfatória. Existem diversos algoritmos de reconstrução iterativa, mas em geral a maioria deles segue uma lógica similar, que é pegar os dados de uma projeção já realizada e a partir disso gerar uma nova imagem, tendo uma matriz de erro formada pela contribuição de todas as projeções em torno dos 360° , sendo que a cada uma das iterações tem a sua matriz de erro e esse processo acontece até que a matriz de erro possua valores considerados baixos e, portanto, aceitáveis, como exemplo temos a figura 2 (Bushberg et al., 2012).

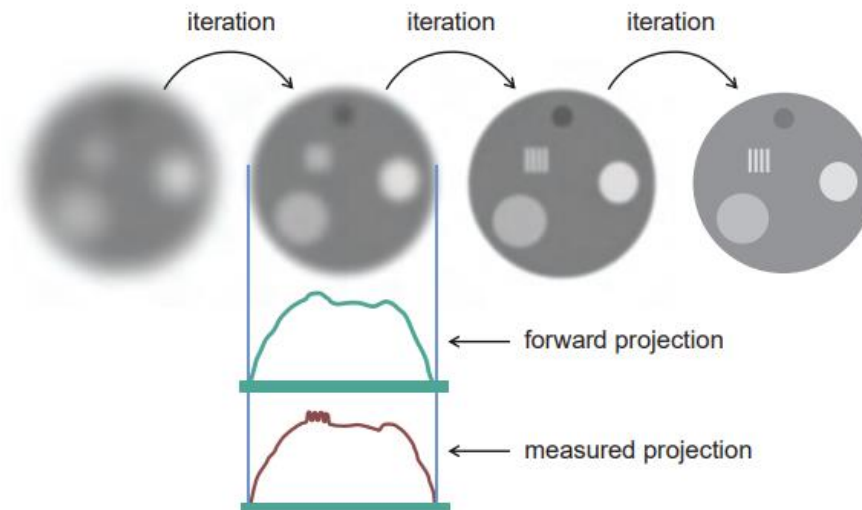


Figura 2: Ilustração das diversas iterações que são realizadas até que a imagem atinja o nível de ruído desejado e tenha a qualidade da imagem adequada. Fonte: Bushberg et al. (2012).

Uma das grandes vantagens da reconstrução iterativa é a produção de imagens com alto valor de *Sinal to Noise Ratio* (SNR) com a mesma quantidade de dose entregue,

o que permite também montar protocolos com um valor de SNR similar entre as duas reconstruções e que entregue menos dose (Bushberg et al., 2012).

2.2 Interação da radiação com a matéria

No radiodiagnóstico são utilizados raios X com energias ditas baixas comparada com outras aplicações na medicina, sendo os elétrons que geram o feixe acelerados por uma diferença de potencial que varia entre 40 kV a 150 kV em geral. Na mamografia, um caso especial, esse valor fica entre 20 kV e 35 kV, devido a necessidade de um alto contraste na imagem. Essa diferença de potencial acelera os elétrons que colidem com um alvo de material devidamente escolhido, gerando um espectro de raios X (Bushberg et al., 2012).

No tecido biológico, assim como outros materiais, o fóton interage com os átomos, em especial e em maior probabilidade com os elétrons. Ao chegar no tecido, os fótons podem interagir de diferentes modos, podendo ser absorvidos, espalhados ou simplesmente passarem sem interagir com o meio. Os efeitos mais comuns de interação na física médica são: espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e a produção de pares. Todas as possibilidades citadas possuem dependência da energia do fóton incidente assim como o número atômico do material ao qual o feixe deposita a sua energia, conforme podemos observar na Figura 3.

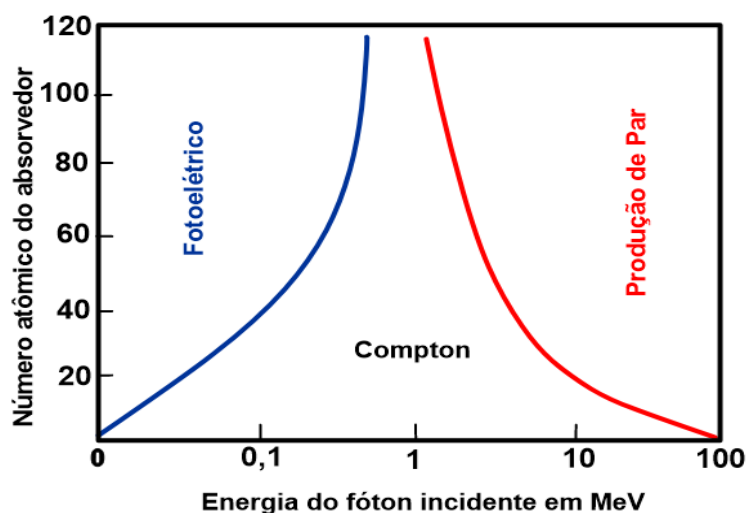


Figura 3: Representação da probabilidade de interação da radiação com a matéria. Fonte: Scientists Notes (2023). Disponível em: <https://scientistsnotes.com/2023/02/12/parte-1-a-interacao-da-radiacao-com>. Acesso em: 11 dez. 2024.

De maneira simplista podemos definir o espalhamento Rayleigh como uma interação em que o fóton incidente tem a mesma energia do que o fóton espalhado, com uma mudança de direção, devido a sua interação somente com o elétron. Esse efeito é predominante em energia baixas (15 keV até 30 keV), ocorre em maior proporção em exames de mamografia em comparação ao uso em outras modalidades de imagem (Yoshimura, 2009).

O espalhamento Compton ocorre quando o fóton interage com um elétron livre ou fracamente ligado. Nessa interação o fóton espalhado tem energia menor que o incidente, o elétron que antes estava em repouso acaba adquirindo energia cinética e, portanto, é ejetado do átomo. É o efeito predominante nos tecidos moles para energias maiores que 26 keV até aproximadamente 30 MeV. Após a interação, o átomo fica ionizado (Yoshimura, 2009).

Diferentemente dos dois tipos de espalhamentos citados anteriormente, no efeito fotoelétrico o fóton incidente não continua sua trajetória após a interação. Quando chega ao meio, a energia do fóton é inteiramente absorvida pelo elétron, se essa energia do fóton incidente for maior ou igual a energia de ligação da camada, esse elétron é ejetado do átomo, que por sua vez fica ionizado. O elétron ejetado, deixa uma vacância em sua camada, que é preenchida por um elétron de uma camada mais externa, a diferença de energia entre essas camadas faz com que seja necessário que ocorra a estabilidade energética e, portanto, energia tem que ser liberada, seja na forma de fóton ou com a emissão de elétrons Auger (Yoshimura, 2009).

A produção de pares é um efeito que ocorre apenas com energias maiores do que a faixa do radiodiagnóstico. A energia mínima que o fóton precisa ter para que o evento ocorra é de 1,022 MeV. Na produção de pares a interação é com o campo eletromagnético do núcleo, a energia do fóton é convertida em massa, 0,511 MeV para a formação de um elétron e 0,511 MeV para a formação de um pósitron (Yoshimura, 2009).

2.3 Exame de TC em gestantes

Um tema frequentemente causador de dúvidas entre gestantes é o risco de efeitos adversos que o feto pode desenvolver quando a gestante é submetida a um exame de imagem com radiação ionizante. Na literatura alguns trabalhos se propuseram a estimar a dose fetal de maneiras distintas, como por exemplo a quantificação da dose uterina da gestante (Tracy et al., 2009). Outros autores optaram por metodologias para estimar a

dose fetal, realizando associações com o CTDI (Felmlee et al., 1990) ou com medidas com dosímetros TLDs em simuladores antropomórficos (Hurwitz et al., 2006). Técnicas mais recentes como *Organ-effective modulation* (OEM), que reduzem a exposição de órgãos em risco também vem sendo estudadas com o auxílio do método de Monte Carlo, aplicada ao caso de gestantes em exames de TC (Kobayashi et al., 2020).

Os efeitos colaterais podem variar bastante, dependendo do período gestacional e da dose absorvida pelo feto, conforme ilustrado na Tabela 1. Apenas as técnicas de imagem com radiação ionizante são capazes de depositar dose ao feto. Assim, exames como ultrassonografia e ressonância magnética não apresentam esse tipo de risco, embora possam envolver outros fatores adversos. Por outro lado, exames como tomografia computadorizada, cintilografia e PET-CT podem resultar em doses significativamente maiores para a gestante do que uma simples radiografia (Wang et al., 2012).

Existem muitas incertezas quando se discute sobre decisões clínicas que devem ser tomadas e os possíveis efeitos radioinduzidos (ACR, 2023). As reações teciduais associadas ao período gestacional e a dose absorvida pelo feto podem ser mais bem observados na Tabela 1. Muitas respostas biológicas encontradas na literatura são oriundas de estudos realizados com pequenos roedores, que são submetidos a diferentes níveis de radiação e seus desfechos são analisados e posteriormente discutidos em termos de efeitos radioinduzidos. Os efeitos encontrados em pequenos roedores possuem uma boa correlação com os dados sobre humanos submetidos a radiação ionizante em decorrência da bomba atômica no Japão (Otake et al., 1996).

Tabela 1: Indicação dos efeitos causados pela radiação ionizante no feto para os diferentes períodos gestacionais, tabela adaptada da ICRP 90 (ICRP, 2000).

Idade Menstrual ou Gestacional	Idade da Concepção	Dose de Radiação	Efeitos possíveis
0–2 semanas (0–14 dias)	Antes da concepção	> 100 mGy	Possível aborto espontâneo
3–8 semanas	Organogênese	> 100 mGy	Malformações possíveis, especialmente em órgãos e sistemas em formação (ex.: SNC, coração, extremidades).
9–25 semanas	Fetal	> 300 mGy	Risco de atraso mental, redução do QI e malformações no SNC.
> 26 semanas	Fetal	> 300 mGy	Menor sensibilidade a efeitos malformativos. Riscos limitados a redução de crescimento e câncer futuro. Muitas incertezas sobre os possíveis efeitos.

A respeito de efeitos estocásticos, existem muitas incertezas associadas, tem-se que para cada 10 mGy de dose absorvida existe aumento de 0,4% na probabilidade da indução de câncer em recém-nascidos. Há uma possibilidade de que esse aumento também se manifeste de forma semelhante para o feto nos diferentes períodos gestacionais. No entanto, há muitas incertezas relacionadas à quantificação desse risco (BEIR VII, 2006).

Mesmo tendo o conhecimento dos riscos da radiação ionizante, em especial no caso das pacientes gestantes, em algumas situações a TC é a melhor opção diagnóstica e acaba por ser a técnica de imagem escolhida. Dentre as possíveis condições que requerem o uso da TC nesses casos específicos temos: Apendicite, cólica renal, trauma, embolia pulmonar e problemas associados aos ovários. A apendicite dentre as causas citadas é a mais comum de ocorrer em gestantes que requer intervenção cirúrgica, enquanto a cólica renal é a que mais gera hospitalização (Patel et al., 2007).

2.4 Grandezas dosimétricas

2.4.1 Exposição (X)

A exposição é a grandeza mais básica entre as convencionalmente utilizadas na dosimetria de radiações ionizantes, é definida como a soma de cargas do mesmo sinal quando todos os elétrons liberados em um meio ionizado tenham sido freados por essa mesma quantidade de matéria com massa bem definida. Esse meio é o ar e os elétrons foram liberados por fótons, sua unidade de medida convencional é o Roentgen (R), que pode ser observado na equação 1. Sendo dQ a quantidade de cargas de mesmo sinal em um volume de ar de massa dm (Bushberg et al., 2012).

$$X = \frac{dQ}{dm} \equiv [R] \quad (1)$$

2.4.2 Kerma (K)

O Kerma é uma das grandezas mais conhecidas e utilizadas no campo da dosimetria de radiações ionizantes. É definido como a quantidade de ionização gerada em um meio por um feixe incidente. Numericamente é a quantidade de energia transferida por unidade de massa, como pode ser observada na equação 2, é medida em Joules por quilograma, que é convencionado como Gray (Bushberg et al., 2012).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \equiv \left[\frac{J}{kg} \right] \equiv [Gy] \quad (2)$$

2.4.3 Dose absorvida (D)

A dose absorvida é definida como a quantidade de energia depositada por unidade de massa, também descrita em termos de Joule por quilograma, que é definido com Gray. É a grandeza que serve de base para o cálculo da dose equivalente e da dose efetiva, que são amplamente utilizadas em questões relacionadas a radioproteção. Matematicamente está descrita na equação 3 (Bushberg et al., 2012).

$$D = \frac{dE}{dm} \equiv [Gy] \quad (3)$$

2.4.4 Dose equivalente (H)

Quando o tipo de radiação é considerado para avaliação dos efeitos da radioinduzidos, temos a dose equivalente (H). A dose equivalente é o produto da dose

absorvida (D) com a fator de qualidade da radiação (w_r), esse fator muda com o tipo de partícula e até mesmo em alguns casos com a faixa de energia. Sua unidade é o Sievert (Sv) (Bushberg et al., 2012). Os valores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP 103 são descritos de com o tipo de partícula e sua energia, que podem ser observados na Tabela 2.

$$H = \sum_T D \times w_r \equiv [Sv] \quad (4)$$

Tabela 2: Fatores de ponderação para a radiação para diferentes partículas. Fonte: ICRP (2007).

Tipo e faixa de energia	Fator de ponderação de radiação (w_r)
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias.	1
Prótons e Pions carregados	2
Partículas Alfa, fragmentos de fissura e íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua da energia dos nêutrons

2.4.5 Dose efetiva (E)

Ao se levar em conta a radiosensibilidade de cada tecido/órgão para cada um dos tipos de radiação incidente que deposita dose, começamos a chegar à ideia de dose efetiva (E). A dose efetiva pode ser descrita matematicamente como a multiplicação da dose equivalente no tecido pelo fator de ponderação em cada tecido (w_T). Em termos de unidade também temos que a dose equivalente é dada em Sievert (Bushberg et al., 2012). O fator de ponderação de cada tecido é correspondente a probabilidade de diferentes tecidos de desenvolverem reações teciduais, esses fatores podem ser observados na Tabela 3.

$$E = \sum_T H \times w_T \equiv [Sv] \quad (5)$$

Tabela 3: Fator de ponderação dos tecidos que são utilizados para calcular a dose efetiva. Fonte: ICRP (2007).

Tecido ou Órgão	Fator de ponderação (w_T)
Gônadas	0,08
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmões	0,12
Estômago	0,12
Bexiga urinária	0,04
Mama	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireoide	0,04
Cérebro	0,01
Pele	0,01
Glândulas salivares	0,01
Superfície óssea	0,01
Outros tecidos	0,12

2.4.6 *Computed Tomography Dose Index* (CTDI)

Os equipamentos de TC não fornecem a dose efetiva diretamente, embora essa grandeza mantenha sua relevância dosimétrica. O principal desafio em sua determinação reside na complexidade do cálculo, que envolve variáveis como diferenças anatômicas entre pacientes, modulação da corrente durante o exame e outras variáveis técnicas. Entretanto, uma alternativa para resolver esse problema é o uso do *Computed Tomography Dose Index* (CTDI). Usualmente, os equipamentos de medida de CTDI são câmaras de ionização cilíndricas com 100 mm de comprimento com 9 mm de diâmetro. A medida com o tipo de equipamento descrito anteriormente é conhecida como CTDI₁₀₀ e pode ser feita tanto na periferia do fantoma físico de PMMA quanto no centro, como pode ser observado na Figura 4. A unidade de medida do CTDI e todas as derivações é medido em Gy.

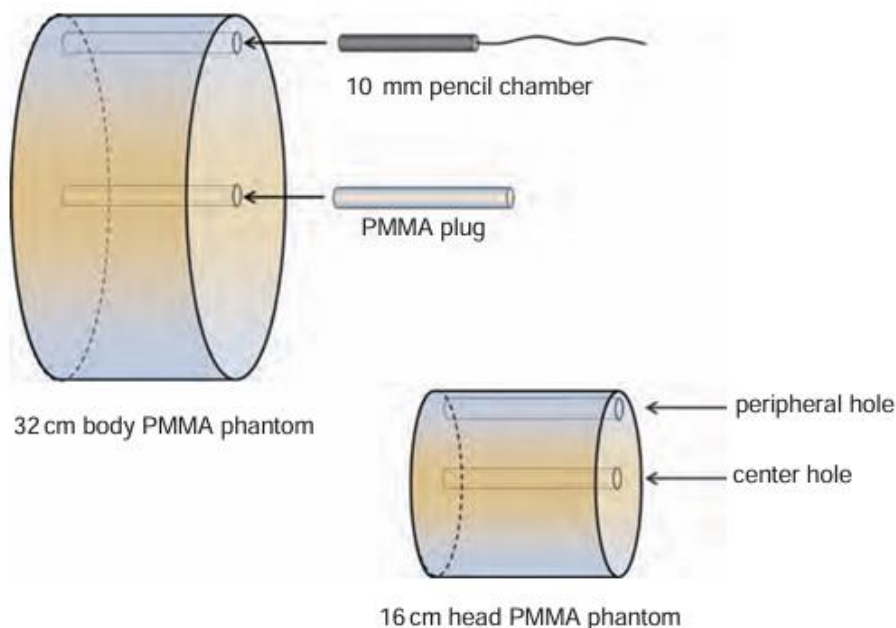


Figura 4: Representação dos orifícios lateral e central nos fantasmas de PMMA com 32 cm e 16 cm de raio, que são utilizados para medir o CTDI_w. Fonte: Bushberg et al. (2012).

Com as medidas de CTDI₁₀₀ na região central e em 4 periferias igualmente espaçadas é possível calcular o CTDI ponderado (CTDI_w) através da equação 6 (Bushberg et al., 2012).

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{central} + \frac{2}{3}CTDI_{periferia} \quad (6)$$

O *pitch*, conforme já descrito, indica o quanto a mesa se desloca a cada aquisição (colimação), a dose do exame inversamente proporcional a dose entregue no exame, quanto maior o *pitch* menor a dose. Conhecendo o *pitch* e o CTDI_w é possível chegar no CTDI_{vol}, que é grandeza dosimétrica mais convencional na tomografia computadorizada e que é apresentada por todos os equipamentos mais modernos. Na equação 7 temos como calcular o CTDI_{vol} (Bushberg et al., 2012).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{PITCH} \quad (7)$$

Os valores CTDI_{vol} para o protocolo de crânio tem uma variabilidade bastante grande, com dependência direta da corrente, colimação, tempo de rotação, kV e *pitch*. As variações entre os diferentes protocolos são justificadas por aplicações clínicas com objetivos distintos. Pela legislação brasileira, através da IN nº 93, é recomendado que o CTDI_{vol} para protocolos de crânio não supere os 70 mGy.

2.5 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo é bastante difundido com o intuito de resolver problemas relacionados ao transporte de radiação. A equação de transporte tem como sua principal grandeza o fluxo de partículas, variável que depende de 8 parâmetros $\Phi(\mathbf{r}, \Omega, E, t)$, sendo $\mathbf{r}$ o vetor de posição (possui 3 componentes), Ω o vetor direção (possui 3 componentes), sendo que E e t são grandezas escalares, ditas como energia e tempo respectivamente. Temos o sistema coordenado de espaço-fase, que pode ser observado na Figura 5, que nos representa as variáveis que permitem conhecer em qualquer instante de tempo a posição de uma partícula cuja energia esteja no intervalo de $E + dE$.

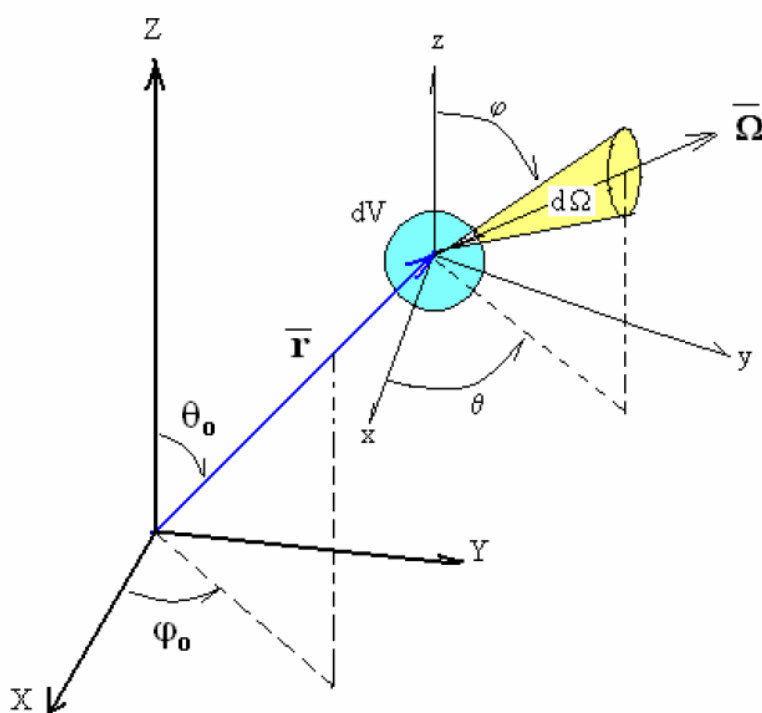


Figura 5: Ilustração das grandezas envolvidas do espaço-fase que permite conhecer a posição da partícula para um determinado intervalo de energia. Fonte: Schaeffer (1973); Lewis e Miller (1993).

Em um sistema, o fluxo de partículas por unidade de área e tempo será descrito, com uma energia entre $E + dE$ e que se encontram na posição $\mathbf{r} = f(r, \theta_0, \varphi_0)$, que se deslocam em um ângulo sólido Ω , contido no intervalo de Ω e $\Omega + d\Omega$. Para obter a equação de Boltzmann é necessário considerar o equilíbrio, além de um estado estacionário. A equação de Boltzmann não pode ser resolvida de maneira analítica, requer métodos numéricos para chegar em sua solução. Quando se fala em métodos matemáticos

para a solução desse problema têm-se duas alternativas, sendo métodos determinísticos ou probabilísticos. Dentre os métodos probabilísticos, temos o Monte Carlo (Veja-Carrillo, 2012).

Atualmente o método de Monte Carlo é amplamente utilizado para o transporte de radiação, incluindo o cálculo de Kerma no ar, dose absorvida, dose ambiente, entre outras grandezas de interesse dosimétrico. O transporte de partículas é realizado com uso das funções de distribuição que descrevem os diferentes processos de interação da radiação com a matéria. As funções de distribuição são amostradas aleatoriamente com números randômicos. Após muitas simulações de Monte Carlo, se obtém a estimativa do valor médio dos resultados dos processos (Veja-Carrillo, 2012).

Conforme descrito anteriormente, tem-se diversas variáveis contidas ao longo da “vida” das partículas simuladas, essa vida da partícula é chama de história. A história de uma partícula é encerrada sempre que ela é absorvida, escapa da região de interesse ou sua energia se torna irrelevante. As interações simuladas dependem da energia, coordenadas espaciais, direção e tipos de interações. Uma breve explicação do que acontece ao longo das simulações pode ser observado na figura 6 (Santos, 2014).

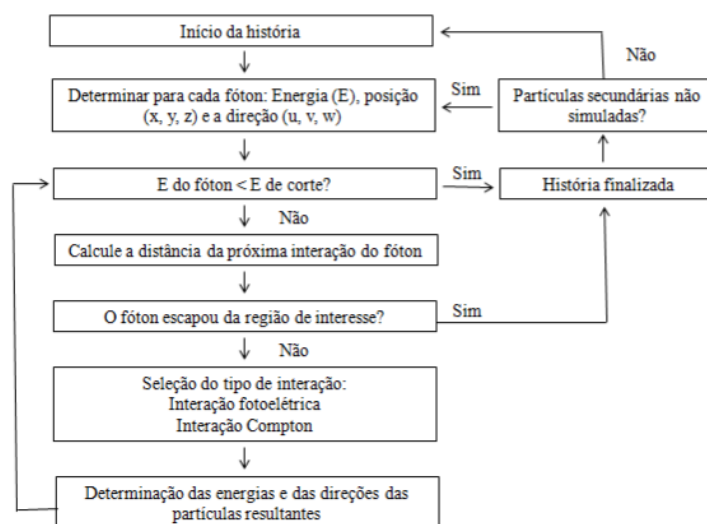


Figura 6: Representação das possibilidades interações de uma partícula ao longo de toda sua vida durante a simulação. Fonte: Santos (2014).

2.6 Código de simulação Monte Carlo – MCNPX (versão 2.7.0)

O código de simulação MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) é uma das versões mais atualizadas do código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*). O MCNP foi desenvolvido em um laboratório americano em Los Alamos (*Los Alamos National Laboratory*), que foi centro de coordenação da pesquisa do projeto Manhattan durante a segunda guerra mundial. O MCNPX consegue trabalhar com 34 tipos distintos de partículas, incluindo fótons, nêutrons, prótons e elétrons. Para as simulações, é possível trabalhar com energias que variam entre 1 keV até 1 GeV, compreendendo diversas áreas de pesquisa, como a física médica em suas três grandes áreas (Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear e Radioterapia), assim como pesquisas no ramo de energia nuclear, radiação cósmica entre outras aplicações (Pelowitz, 2011).

As simulações podem ser realizadas e gerar dados a partir de diferentes estimativas, que são conhecidas como *Tallies*, sendo que cada *Tally* tem uma aplicação. A Tabela 4 mostra a descrição de alguns dos *Tallies* e a unidade suas medidas são entregues. (Pelowitz, 2011; Shultis e Faw, 2011).

Tabela 4: Descrição de cada dos *tallies* disponíveis para o MCNPX. Fonte: Pelowitz (2011); Shultis e Faw (2011).

<i>Tally</i>	Descrição	Unidade
F1	Corrente em uma superfície	Partículas
F2	Fluxo médio em uma superfície	Partículas/cm ²
F4	Fluxo médio em uma célula	Partículas/cm ²
FMESH4	Registro de comprimento sobre uma malha 3D	Partículas/cm ²
F5	Fluxo médio em um detector	Partículas/cm ²
FIP5	Imagem de fluxo em um orifício	Partículas/cm ²
FIR5	Imagem de fluxo em radiografia planar	Partículas/cm ²
FIC5	Imagem de fluxo em radiografia cilíndrica	Partículas/cm ²
F6	Energia média depositada em uma célula	MeV/g
+F6	Aquecimento de colisão	MeV/g
F8	Energia depositada em pulsos em um detector	Pulsos
+F8	Deposição	Carga

2.7 Simuladores antropomórficos virtuais

Para representar o corpo humano nas simulações Monte Carlo tem o que chamamos de simuladores, que são conhecidos como: matemáticos ou estilizados, antropomórfico de voxel, antropomórfico NURBS, e antropomórfico MESH. Dentre os

modelos apresentados, o matemático é o mais antigo, tendo seu primeiro modelo sido desenvolvido em 1969 pelo *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL), o qual ficou conhecido como MIRD (*Medical Internal Radiation Dosimetry Committee*). Apesar do nome o MIRD foi utilizado para estudos dosimétricos com fontes externas posteriormente (Santos, 2014). De maneira simplista, o modelo matemático faz uso de equações para representar estruturas com interesse dosimétrico, como esferas, cilindros, elipsoides para essa aproximação. Podemos observar uso dessa metodologia implementada nas Figura 7 e 8. O MIRD representa um homem de 1,70 m de altura com 70 kg com estruturas de valor dosimétrico baseadas na ICRP 23 (ICRP, 1975). Outros tipos de simuladores foram desenvolvidos, representando o sexo feminino assim como pacientes gestantes, crianças dentre outras configurações, que permitiram diversos tipos de estudos dosimétricos. Apesar de sua grande contribuição para a ciência, os modelos matemáticos não conseguem representar de maneira precisa o corpo humano. Para resolver esses problemas surgiu a necessidade de modelos mais adequados, assim surgem os modelos antropomórficos.

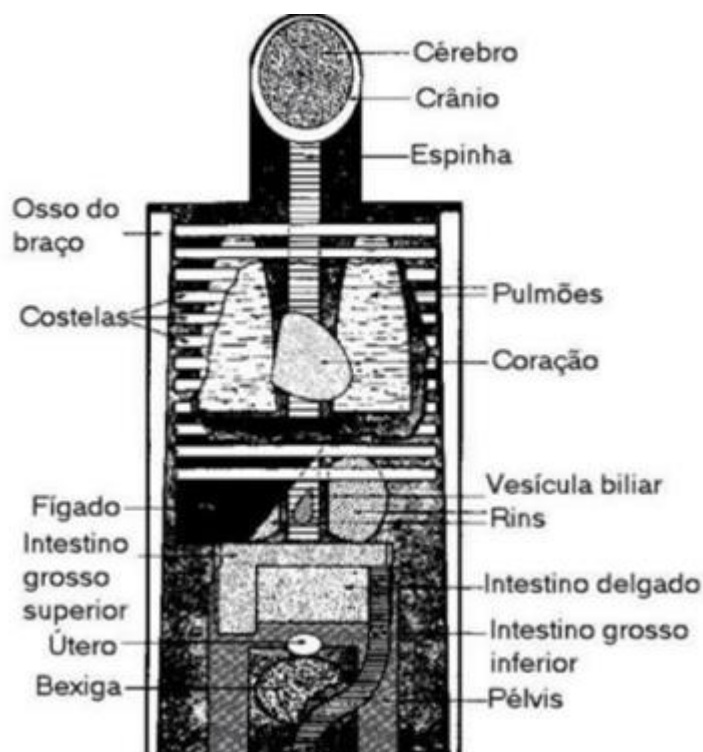


Figura 7: Simulador matemático, o primeiro modelo desenvolvido e que por muitos anos foi utilizado. Fonte: Snyder et al. (1978).

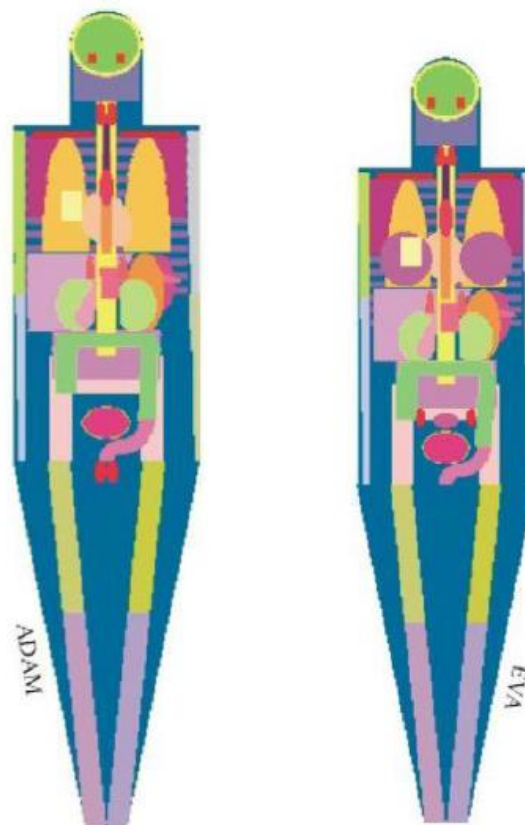


Figura 8: Representação de modelos de simuladores antropomórficos masculinos e femininos. Fonte: Kramer et al. (1982).

Com as imprecisões do modelo matemático e com o avanço das tecnologias de imagens radiológicas, a concepção da ideia de simulador antropomórfico de voxels se tornou uma necessidade. A capacidade obter imagens que possibilitam a reconstrução tridimensional e que permitam identificar tecidos de diferentes densidades e propriedades magnéticas foi essencial para a construção dos modelos com voxels. Tanto a TC quanto a ressonância magnética (RM) conseguem gerar fatias ou mais comumente *slices* dos volumes imageados. Em um *slice* todas as informações das imagens são armazenadas em uma matriz, ou seja, cada *slice* que no conjunto de imagens finais é uma matriz de tamanho conhecido, podendo essa matriz ser quadrada ou não (Santos, 2014). Vale ressaltar que quanto maior a dimensão da matriz, teremos uma resolução espacial melhor, entretanto precisaremos de mais informação a cada *slice* para mantermos o nível de ruído, isso na TC significa aumentar a corrente e consequentemente a dose, em ressonância significa o aumento do tempo de aquisição.

Com o uso de imagens de seres humanos de TC e RM, é possível diferenciar com maior precisão cada tecido e por tanto produzir modelos mais fidedignos. Com as imagens de TC e RM, é possível pegar cada um dos *slices* da imagem formada e transformar em um conjunto de voxels, podendo associar aos tecidos constituintes do simulador antropomórfico. Vale ressaltar que o processo de transformação de imagens no simulador necessita da segmentação das imagens e correlacionar essa segmentação a um tecido ou órgão, que deve ser identificado. Com a determinação do tecido/órgão é possível atribuir propriedades físicas e químicas aos voxels. O agrupamento desses voxels de todos os *slices* é que formam o simulador que pode ser importado ao código de simulação (Andrade, 2018). Ao longo do tempo as dimensões de altura, peso e estruturas de interesse dosimétricos para ambos os sexos para as diferentes idades foram se alterando nas recomendações da ICRP, atualmente a referência mais atualizada é a ICRP 110 de 2009. Uma representação dos modelos atuais pode ser observada na Figura 9.



Figura 9: Modelo de simuladores antropomórficos voxelizados, baseados no ser humano de referência da ICRP 103. Fonte: ICRP (2007)

Os simuladores NURBS, são modelos híbridos entre os modelos matemáticos e de voxels. O nome NURBS vem de *Non Uniform Rational B-Spline*, que é uma técnica de modelagem matemática utilizada na geração de curvas em animação, possibilitando a geração de regiões de limites suaves, ou seja, bastante adequada para representar

estruturas internas do corpo humano. A semelhança com o modelo matemático é por fazer o uso de equações, mas os seus resultados são mais realistas.

O modelo de simuladores mais modernos e realistas são conhecidos como *mesh* (malha poligonal). O nome do modelo vem da maneira como o simulador é construído, através de malhas de polígonos, formando a superfície externa dos órgãos. Uma das grandes vantagens desse modelo é a modelagem com alta precisão, que é bastante útil para avaliar tecidos moles em regiões próximas do cérebro e fígado. A outra vantagem é a capacidade de personalização do modelo, que permite adequações de acordo com o interesse do pesquisador (Na et al., 2010). Assim como os outros modelos de simuladores, as dimensões que usualmente são construídos os objetos de interesse seguem as recomendações da ICRP. A Figura 10 mostra como esse modelo é visualmente.

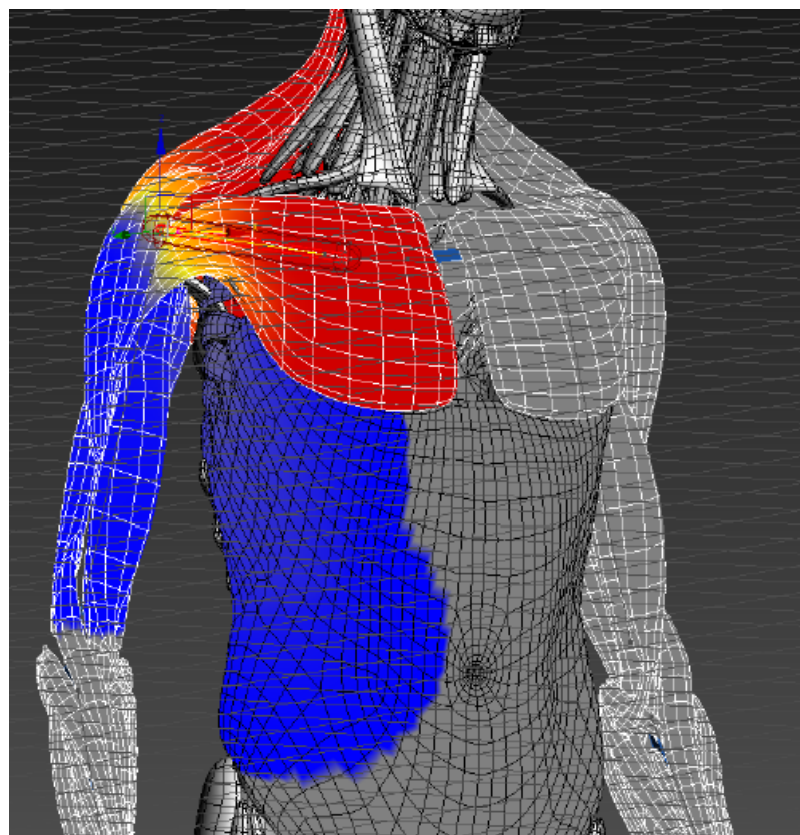


Figura 10: Representação do formato dos voxels agrupados em um simulador do tipo MESH. Fonte: Andrade, 2018.

2.8 Equipamentos de proteção individual

Os equipamentos de proteção individual (EPI), ou como referido no trabalho como protetor, são recursos bastante importantes para a proteção radiológica do paciente, equipe técnica ou acompanhante caso necessário. Os EPIs são de uso obrigatório para todos os acompanhantes, segundo a RDC nº 611, sendo que a sua espessura em equivalência de chumbo mínima é de 0,25 mm (ANVISA, 2021). O uso de EPIs em regiões distantes do foco de imageamento faz parte do princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), incluído na parte de blindagem (CDC, 2024). Os EPIs comercialmente mais comuns são o avental plumbífero (Figura 11), protetor de tireoide, protetor de gônadas (Figura 12) e os óculos plumbífero.



Figura 11: Avental plumbífero. Fonte:

<https://www.konex.com.br/produto/aventao-padrao-para-profissionais/676579>



Figura 12: Protetor de gônadas. Fonte: <https://www.konex.com.br/categoria/protecao-radiologica/protetor-de-gonadas>

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Cenário computacional simulado

Para o estudo foram modelados dois equipamentos de tomografia computadorizada, sendo um da marca Siemens e outro da GE, o equipamento Siemens do modelo SOMATOM Perspective, que possui 64 canais de detecção, esse equipamento varia o potencial do tubo de 80 kVp até 130 kVp, com a corrente máxima de 345 mA e abertura de gantry de 70 cm. Para a filtração total do feixe, foi considerado 7 mm de Al (Belinato, 2016). O modelo de tomógrafo simulado para o fabricante GE, foi o Discovery VCT de 64 canais, com capacidade de varrer 40 mm de cobertura. Para a simulação foi considerando a filtração de 3,25 mm de Al e 0,1 mm de Cu (Belinato, 2016).

O protocolo clínico simulado para ambos os cenários foi um exame de crânio, que foi inspirado no documento da AAPM (AAPM, 2016), fazendo as adaptações de acordo com as características dos equipamentos modelados. A escolha pelo protocolo do crânio se deu pela maior simplicidade de simular um protocolo que não utiliza modulação de corrente. Foi utilizada uma diferença de potencial de 130 kV (Siemens) e 120 kV (GE), corrente de 250 mA, com colimação de 32 x 0,625 mm, ou seja, 20 mm de cobertura por corte para ambos os equipamentos, também foi selecionado um tempo de rotação de 1 segundo. Foi utilizado um *pitch* igual a 1 e sem espaçamento entre os cortes. A escolha dos valores de kV nos equipamentos Siemens e GE baseia-se na capacidade técnica específica de cada modelo: o equipamento Siemens permite operar com 130 kV, enquanto o equipamento GE oferece uma diferença de potencial de até 120 kV.

O código de simulação utilizado foi o MCNPX, versão 2.7.0 (Pelowitz, 2011). Foram utilizadas 2,1 bilhão de histórias de partículas, com o intuito de chegar a uma incerteza estatística satisfatória (menor que 10%). No cenário simulado além do equipamento de TC, foi considerada a mesa em que a paciente foi posicionada, sendo essa mesa constituída de fibra de carbono e contendo uma base metálica. O EPI simulado foi um elipsoide acoplado sobre o abdômen da paciente, constituído com uma espessura de 0,5 mm de chumbo. As informações sobre as propriedades físicas de cada material utilizado foram retiradas da literatura (Williams et al., 2006). Uma visualização do cenário simulado, pode ser observada nas Figuras 13 e 14.

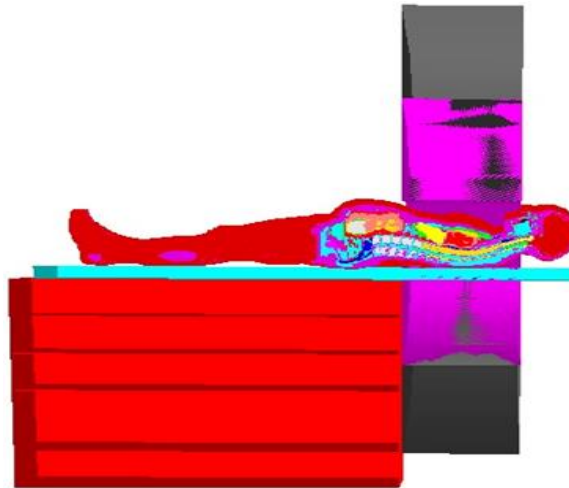


Figura 13: Visualização lateral do simulador sobre a mesa posicionado para o exame. Fonte: O autor (2024).

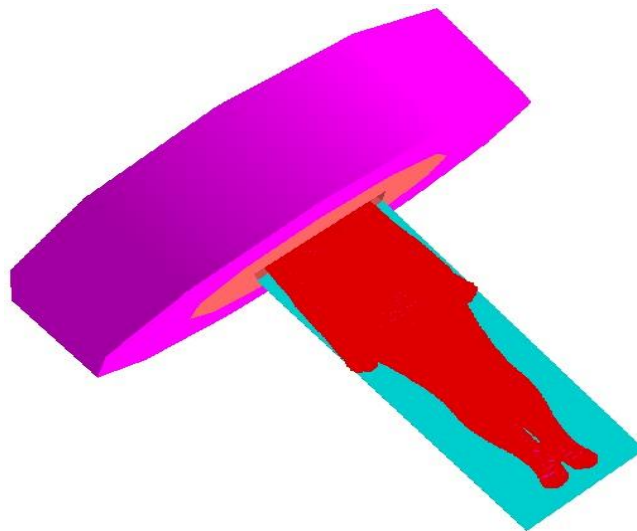


Figura 14: Visualização de um ponto de vista superior do cenário simulado. Fonte: O autor (2024).

3.2 Modelo de fonte e espectro de energia

O primeiro modelo de fonte simulado contou com uma fonte com distribuição discreta de energia, utilizando um espectro disponível na literatura (Huillcara, 2018). No primeiro momento em busca de avaliar os erros estatísticos encontrados somente foi simulado o cenário do tomógrafo Siemens. O filtro do tipo *bow-tie* foi modelado para esse primeiro teste, para que o feixe se assemelhasse ao máximo a um cenário real, conforme pode ser observado na Figura 15 sendo que esse filtro totalmente de alumínio. Para montar

a estrutura do filtro, utilizou-se de um paralelepípedo, com uma intersecção com um elipsoide, sendo que essa intersecção excluía a parte do paralelepípedo em contato, com o objetivo de gerar a geometria desejada, que também já foi observado de maneira similar na literatura (Figueira, 2010). Além dos filtros, foram modelados também os colimadores de chumbo, que para a sua construção foram considerados paralelepípedos com aberturas centrais, sendo essas aberturas feitas de acordo com o FOV desejado, conforme pode ser observado na Figura 15.

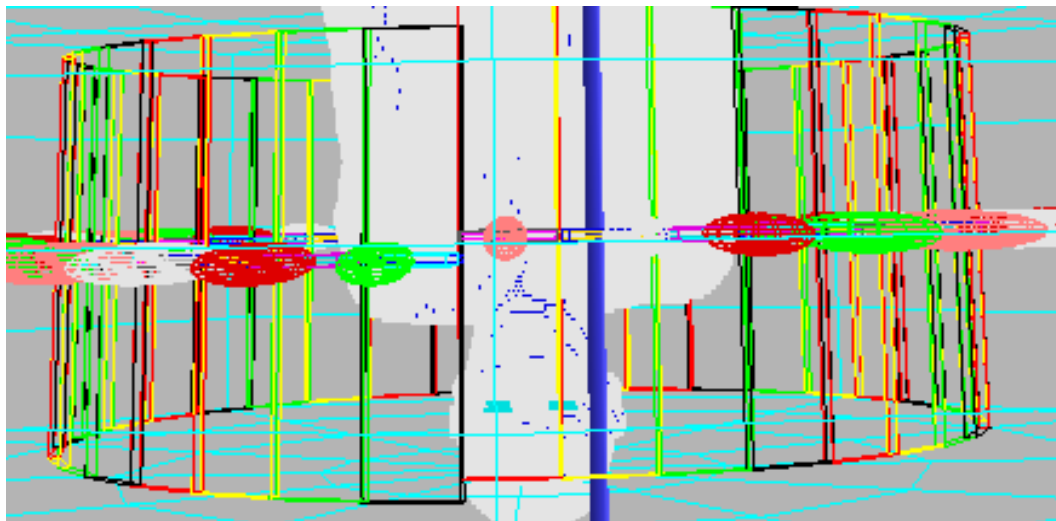


Figura 15: Representação parcial das fontes simuladas com os seus respectivos colimadores. Fonte: O autor (2024).

Entretanto, por conta de problemas relacionados a um erro estatístico muito grande e um tempo computacional bastante elevado (15 dias) para cada cenário. A explicação para o alto tempo computacional é que os fótons simulados realizavam muitas interações ao entrarem em contato com os filtros, sendo necessário aumentar muito o número de histórias para que o erro diminuísse. Assim, um modelo alternativo de cenário foi modelado. Esse cenário alternativo não contém estruturas sem interesse dosimétrico, que na simulação foram desconsideradas, uma representação gráfica pode ser observada na Figura 16. Apesar de simplificado, o espectro simulado foi mantido, considerando a filtração do feixe. Ao invés de construir a fonte e aplicar na própria simulação a filtração, optou-se por já utilizar espectros filtrados. Ambos os espectros utilizados podem ser observados na Figura 17 e Figura 18. O espectro do equipamento Siemens conforme mencionado anteriormente foi retirado de um trabalho já publicado (Huillcara, 2018) e o espectro do equipamento GE foi obtido através do software SpekCalc, considerando a filtração do feixe com base na literatura (Belinato, 2016).

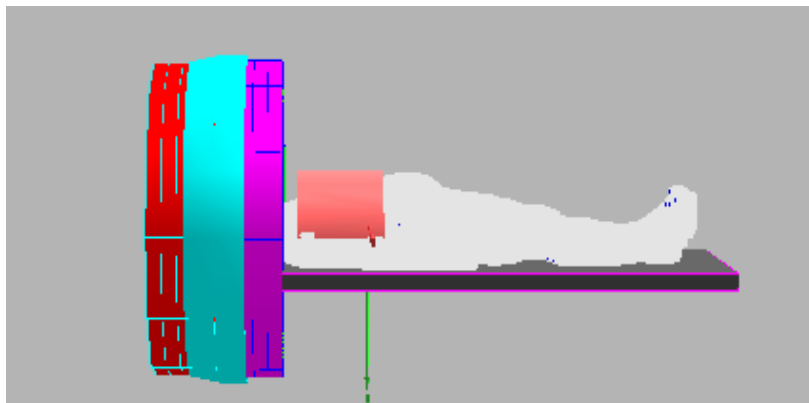


Figura 16: Visualização lateral do cenário otimizado que foi simulado. Fonte: O autor (2024).

```

c==== espectro energia =====
s11 1 s13 1 1.00E-03 1.69E-03 2.38E-03 3.07E-03 3.77E-03 4.46E-03 5.15E-03 5.84E-03&
6.53E-03 7.22E-03 7.92E-03 8.61E-03 9.30E-03 9.99E-03 1.07E-02 1.14E-02&
1.21E-02 1.28E-02 1.34E-02 1.41E-02 1.48E-02 1.55E-02 1.62E-02 1.69E-02&
1.76E-02 1.83E-02 1.90E-02 1.97E-02 2.04E-02 2.11E-02 2.17E-02 2.24E-02&
2.31E-02 2.38E-02 2.45E-02 2.52E-02 2.59E-02 2.66E-02 2.73E-02 2.80E-02&
2.87E-02 2.94E-02 3.00E-02 3.07E-02 3.14E-02 3.21E-02 3.28E-02 3.35E-02&
3.42E-02 3.49E-02 3.56E-02 3.63E-02 3.70E-02 3.77E-02 3.83E-02 3.90E-02&
3.97E-02 4.04E-02 4.11E-02 4.18E-02 4.25E-02 4.32E-02 4.39E-02 4.46E-02&
4.53E-02 4.60E-02 4.66E-02 4.73E-02 4.80E-02 4.87E-02 4.94E-02 5.01E-02&
5.08E-02 5.15E-02 5.22E-02 5.29E-02 5.36E-02 5.42E-02 5.49E-02 5.56E-02&
5.63E-02 5.70E-02 5.77E-02 5.84E-02 5.91E-02 5.98E-02 6.05E-02 6.12E-02&
6.19E-02 6.25E-02 6.32E-02 6.39E-02 6.46E-02 6.53E-02 6.60E-02 6.67E-02&
6.74E-02 6.81E-02 6.88E-02 6.95E-02 7.02E-02 7.08E-02 7.15E-02 7.22E-02&
7.29E-02 7.36E-02 7.43E-02 7.50E-02 7.57E-02 7.64E-02 7.71E-02 7.78E-02&
7.85E-02 7.91E-02 7.98E-02 8.05E-02 8.12E-02 8.19E-02 8.26E-02 8.33E-02&
8.40E-02 8.47E-02 8.54E-02 8.61E-02 8.68E-02 8.74E-02 8.81E-02 8.88E-02&
8.95E-02 9.02E-02 9.09E-02 9.16E-02 9.23E-02 9.30E-02 9.37E-02 9.44E-02&
9.51E-02 9.57E-02 9.64E-02 9.71E-02 9.78E-02 9.85E-02 9.92E-02 9.99E-02&
1.01E-01 1.015E-01 1.02E-01 1.03E-01 1.035E-01 1.04E-01 1.05E-01&
1.055E-01 1.06E-01 1.07E-01 1.08E-01 1.085E-01 1.09E-01 1.10E-01&
1.105E-01 1.11E-01 1.12E-01 1.125E-01 1.13E-01 1.14E-01 1.145E-01&
1.15E-01 1.16E-01 1.165E-01 1.17E-01 1.18E-01 1.19E-01 1.195E-01&
1.20E-01 1.21E-01 1.215E-01 1.22E-01 1.23E-01 1.235E-01 1.24E-01&
1.25E-01 1.255E-01 1.26E-01 1.27E-01 1.28E-01 1.285E-01 1.29E-01&
1.295E-01 1.315E-01
sp1 0. 0. 0. 0. 0.0001 0.0021 0.0094 0.0299&
0.0724 0.1037 0.1491 0.1759 0.5287 0.2028 0.1176 0.0935&
0.078 0.0796 0.0864 0.0818 0.1361 0.1833 0.3009 0.4685&
0.7861 1.2685 1.8333 2.8148 3.6296 4.787 6.1759 7.4722&
9.0093 10.6481 12.1296 13.9815 15.6481 17.037 18.8889 20.2778&
21.3889 22.8704 24.1667 24.8148 26.5741 27.037 28.1481 28.6111&
29.6296 29.537 30.000 30.2778 31.2963 31.0185 31.0185 30.9259&
31.1111 31.2037 30.9259 30.9259 30.7407 30.7407 30.8333 30.1852&
29.8148 29.8148 29.2593 29.2593 28.7037 28.9815 28.0556 28.0556&
27.5926 27.5 27.037 26.1111 25.9259 25.6481 25.7407 25.0926&
24.4444 24.0741 24.1667 66.4815 23.5185 100. 22.3148 21.8519&
21.5741 20.6481 20.3704 19.9074 20. 19.7222 19.2593 19.3519&
47.8704 18.3333 17.7778 24.537 15.463 14.537 14.0741 14.2593&
13.6111 13.6111 13.6111 13.0556 12.963 12.8704 12.7778 12.2222&
12.037 11.8519 11.7593 11.6667 11.2037 11.1111 10.9259 10.7407&
10.5556 10.1852 10.0926 10.1852 9.9074 9.8148 9.2037 9.2593&
8.8889 9.037 8.5741 8.5 8.2963 8.1296 7.7685 7.7407&
7.5648 7.4167 7.1944 7.0833 6.8796 6.4444 6.4352 6.5&
6.213 6. 6.037 5.5556 5.5741 5.4537 5.25 5.0278&
4.8519 4.7222 4.7315 4.5185 4.2315 4.213 4.0463 3.9259&
3.8056 3.6944 3.5926 3.3889 3.1296 3. 2.8056 2.7407&
2.6759 2.4815 2.2593 2.25 2.0278 1.9352 1.8426 1.6852&
1.5741 1.5 1.2315 1.1944 1.0463 1.0556 0.6546 0.5731&
0.4019 0.2639 0.1583 0.0429
c

```

Figura 17: Espectro utilizado para o fabricante Siemens. Fonte: (Huillcara, 2018)

```

c ==== espectro energia ====
sc2 120kVp: alvo de W, angulo: 7, No filter (GE VCT)
si2 h 0.01 0.012 0.014 0.016 0.018
      0.02 0.022 0.024 0.026 0.028
      0.03 0.032 0.034 0.036 0.038
      0.04 0.042 0.044 0.046 0.048
      0.05 0.052 0.054 0.056 0.058
      0.06 0.062 0.064 0.066 0.068
      0.07 0.072 0.074 0.076 0.078
      0.08 0.082 0.084 0.086 0.088
      0.09 0.092 0.094 0.096 0.098
      0.1 0.102 0.104 0.106 0.108
      0.11 0.112 0.114 0.116 0.118
      0.12
sp2 d 0 1.50012E-08 2.12113E-06 5.83269E-05 0.000472075
      0.000243544 0.000869083 0.002431426 0.005049916 0.008939717
      0.01347581 0.018060074 0.022568068 0.026473925 0.029785675
      0.032575573 0.034329796 0.035999721 0.036730313 0.037324421
      0.037051452 0.036553686 0.036096063 0.042149539 0.067118124
      0.072577493 0.035425684 0.030130899 0.033314193 0.042310109
      0.027581856 0.020721516 0.019155962 0.018513683 0.017433852
      0.016382121 0.015378561 0.014547612 0.013523981 0.012801417
      0.011713558 0.010738097 0.009706437 0.008887531 0.008156939
      0.007313949 0.006543214 0.005607896 0.004813076 0.003948810
      0.003132714 0.002356360 0.00163915 0.000880323 0.000357227
      4.74483E-05

```

Figura 18: Espectro do fabricante GE utilizado.

3.3 Modelo de protetor

O modelo de protetor proposto foi posicionado na posição horizontal, ou seja, sobre o abdômen da paciente deitada. O modelo possui espessura de 0,5 mm de chumbo, igual aos modelos de EPIs comercialmente encontrados, sendo que sua diferença é que ao invés de possuir somente a equivalência com 0,5 mm de chumbo, o protetor já foi constituído com 0,5 mm de chumbo puro, assim desconsiderando a composição química comercial da malha plumbífera dos EPIs comerciais. Uma representação do protetor pode ser observada na Figura 19.

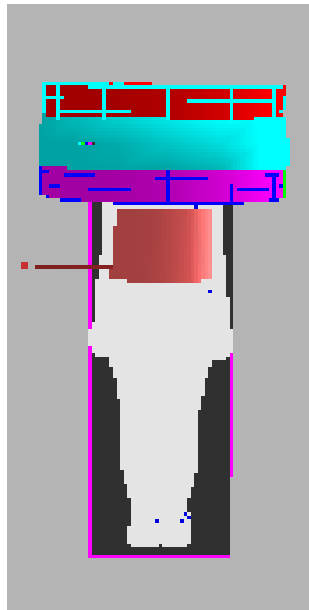


Figura 19: Protetor que foi modelado para colocar sobre o abdômen da gestante nos cenários de simulação. Fonte: O autor (2024).

3.4 Simulador antropomórfico

O modelo de simulador adotado foi um o antropomórfico de voxel, é conhecido com Katja. O simulador possui 1,63 m de altura, com massa corporal de 60 kg, representando uma mulher na 24ª semana de gestação (Becker et al., 2008). Katja é uma versão alterada do modelo ICRP-AF, referência para um adulto do sexo feminino, com exceção da bexiga, do tecido adiposo, pele e útero, os demais órgãos e tecidos mantiveram as massas de referência da ICRP. A paciente possui 153 órgãos e o feto 18, a dimensão dos voxels é de $1,775 \times 1,775 \times 4,84 \text{ mm}^3$ (Becker et al., 2008). A Figura 20 mostra o modelo utilizado na simulação.

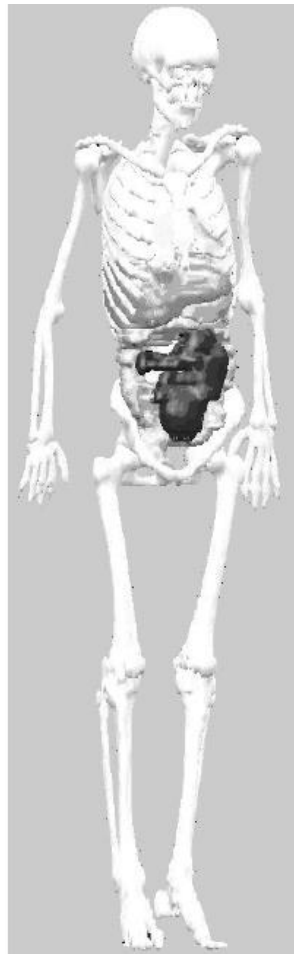


Figura 20: Representação gráfica de como se distribuem as estruturas do simulador Katja que foi utilizado nas simulações. Fonte: Becker et al. (2008).

3.5 Estimativa da dose absorvida

Para a estimativa da dose nas estruturas de interesse dosimétrico do simulador, foi utilizado o *tally* F6 (MeV/g/partícula) do código MCNPX 2.7.0. Para simular o movimento helicoidal da fonte, foram consideradas 36 fontes, igualmente espaçada e equidistante do centro do gantry, sendo posicionadas com 10° graus de diferença até completar a distribuição ao longo de toda a circunferência, como pode ser observado na Figura 21. A abertura simulada é do mesmo tamanho da colimação do feixe.

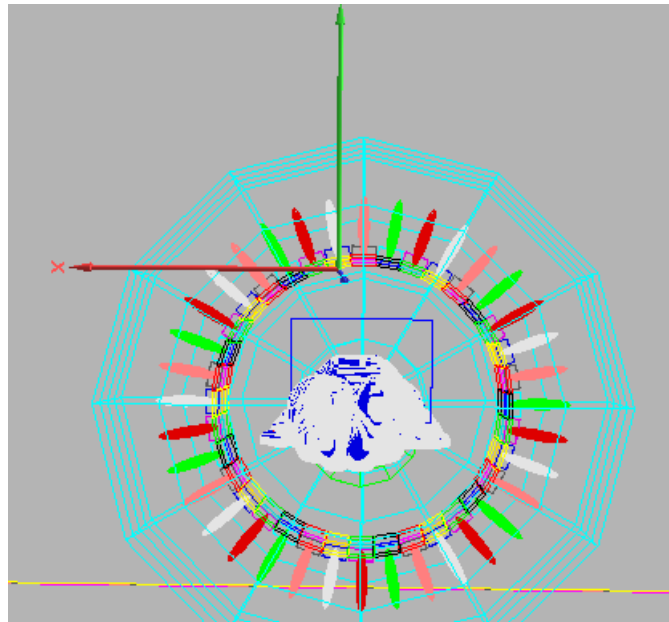


Figura 21: Todas as fontes empregadas no cenário simulado com os seus respectivos colimadores, direcionadas para as estruturas alvo do imageamento. Fonte: O autor (2024).

Para simular o movimento da mesa, foram construídos 11 cenários distintos, sendo que a sua diferença era o posicionamento da gestante, que foi deslocada de acordo com o protocolo clínico escolhido, ou seja, 20 mm. Esse deslocamento da gestante se fez necessário uma vez que não é possível mover a mesa ao longo de um único cenário simulado, conforme pode ser observado na Figura 22.

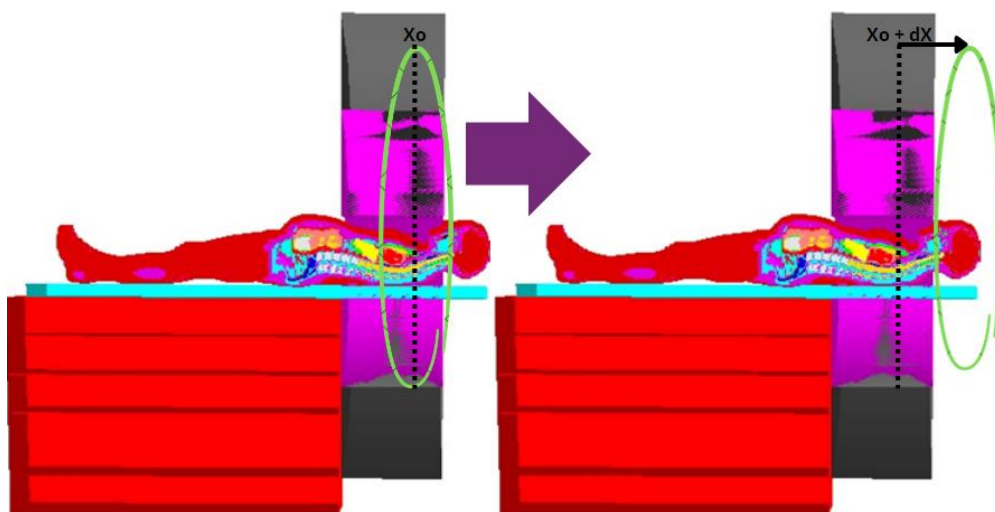


Figura 22: Ilustração de como foi feito o deslocamento do simulador a cada cenário, para que a varredura completa de todo o FOV fosse realizado. Fonte: O autor (2024).

Para o cálculo de dose, foi utilizada a equação 8, fazendo as mesmas considerações para os fatores de conversão já encontrados na literatura (Figueira, 2010).

$$D_T(mGy) = \sum_i^n [TallyF6)_i \times 1,6 \times 10^{-10} \times 6,25 \times 10^{15} \times 250mA \times t] \quad (8)$$

A multiplicação por $1,6 \times 10^{-10}$ é a conversão de MeV/g para J/kg, $6,25 \times 10^{15}$ é uma consideração do número de elétrons em 1 mAs para o tomógrafo simulado, 250 mA é corrente em cada corte, e o tempo total (t) é de 11 segundos. O resultado obtido da equação 8 foi multiplicado por $4,87 \times 10^{-4}$ que é o número de fótons gerados por cada elétron que colide com o alvo no tubo (Huillcara, 2018). Essa consideração é feita sabendo que grande parte da energia de colisão entre o elétron acelerado com o alvo no tubo é convertido em calor, sendo a menor parte convertida em raios X.

Para o cenário com e sem protetor, foram necessárias 11 simulações cada e considerando dois fabricantes distintos de TC ao final tivemos 44 simulações, desconsiderando o primeiro cenário proposto, que gerava um erro estatístico inaceitável. Com ambas as situações simuladas foi possível comparar o impacto na dose, tanto na paciente, quanto no feto.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados obtidos com o equipamento da Siemens

A Figura 23 mostra a dose recebida no feto comparando o caso com e sem protetor sobre o abdômen da paciente. É possível notar a redução de dose para todos os tecidos quando é feito o uso do protetor sobre o abdômen da paciente. A Tabela 5 apresenta mais detalhadamente os resultados para cada estrutura do feto. De maneira geral a redução foi maior que 40% para todas as estruturas, sendo que as 3 estruturas que tiveram a maior redução de dose, foram respectivamente: fígado (67,0%) cordão umbilical (65,0%) e pernas (65,0%).

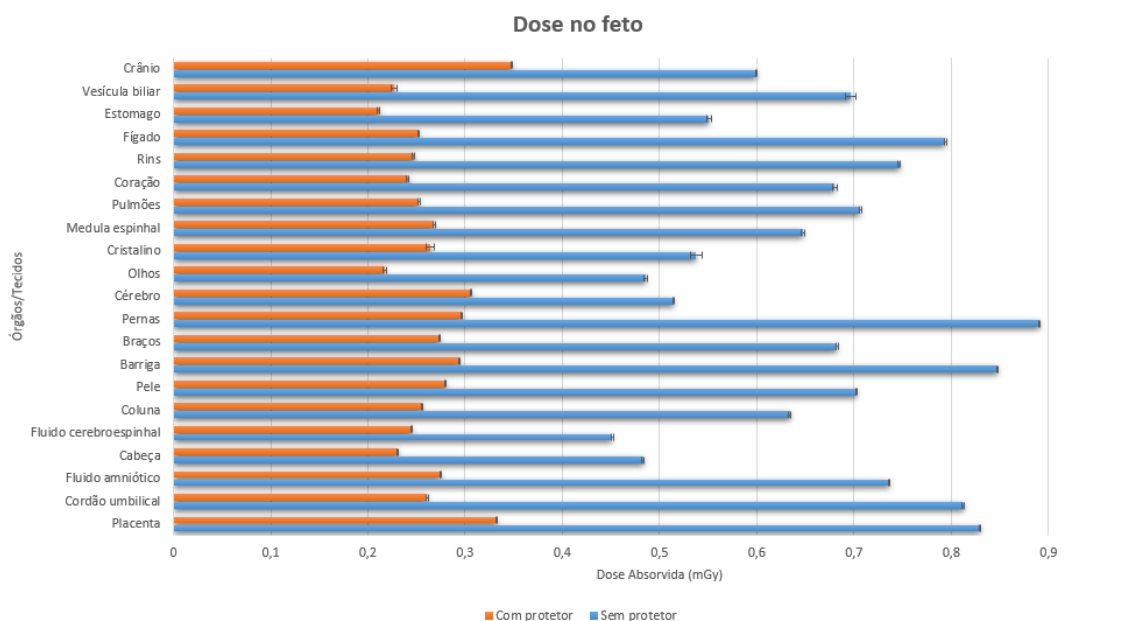


Figura 23: Comparação da dose com e sem protetor recebida pelo feto para o fabricante Siemens. Fonte: O autor (2024).

Tabela 5: Disposição dos valores de dose aproximada para as estruturas de interesse do feto, com dados com e sem protetor, representando a redução da dose absorvida com o uso da blindagem, para o fabricante Siemens. Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	Sem protetor (mGy)	Com protetor (mGy)	Redução da dose absorvida (%)
Placenta	0,86	0,36	58,2
Cordão umbilical	0,83	0,29	65,0
Fluido amniótico	0,76	0,29	61,0
Cabeça	0,51	0,25	51,5
Fluido cérebro-espinhal	0,47	0,25	45,7
Coluna	0,65	0,29	56,3
Pele	0,71	0,29	58,9
Barriga	0,87	0,32	63,0
Braços	0,68	0,27	59,3
Pernas	0,90	0,31	65,0
Cérebro	0,51	0,31	40,2
Olhos	0,50	0,24	51,5
Cristalino	0,53	0,26	50,7
Medula espinhal	0,67	0,29	55,9
Pulmões	0,71	0,27	62,5
Coração	0,65	0,25	61,5
Rins	0,80	0,30	62,1
Fígado	0,80	0,27	66,8
Estômago	0,54	0,21	61,4
Vesícula biliar	0,88	0,33	62,4
Crânio	0,60	0,34	42,5

De maneira geral, o uso do protetor apresentou resultados bastante positivos, pois fez com que a dose no feto reduzisse em todas as estruturas, o que já era esperado, pois o mesmo só recebia radiação espalhada, proveniente principalmente da gestante. A energia da radiação espalhada que interage com o feto acaba pela própria natureza do efeito Compton tendo uma energia inferior pois já interagiu com o cenário antes de chegar ao feto, o que torna maior a quantidade de radiação atenuada.

Para a comparação do impacto do protetor na gestante, observou-se uma redução considerável apenas para os órgãos que estava coberto pelo protetor, como cólon (49,0%), estômago (38,0%) e fígado (28,4%), demais estruturas podem ser estruturas podem ser observadas na Tabela 6. De maneira adicional, podemos observar em termos de dose

absorvida os valores recebidos em cada região de interesse dosimétrico da paciente na Figura 24.

Tabela 6: Disposição dos valores de dose aproximada para as estruturas de interesse da gestante, com dados com e sem protetor, representando a redução da dose absorvida com o uso da blindagem, para o fabricante Siemens. Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	Sem Protetor (mGy)	Com protetor (mGy)	Redução da dose absorvida (%)
Medula espinhal	2,85	2,84	0,45
Cólon	0,12	0,06	49,0
Pulmão	0,59	0,56	4,19
Estômago	1,23	0,76	38,0
Mamas	0,76	0,67	12,0
Ovário	0,17	0,14	15,7
Bexiga urinária	0,46	0,36	22,4
Esôfago	8,84	8,76	0,94
Fígado	1,34	0,96	28,4
Tireoide	17,0	16,9	0,47
Superfície óssea	1,19	1,18	0,45
Cérebro	87,9	87,9	0,01
Glândulas salivares	53,5	53,5	0,03
Pele	2,92	2,86	2,15
Tecidos restantes	0,17	0,17	2,62

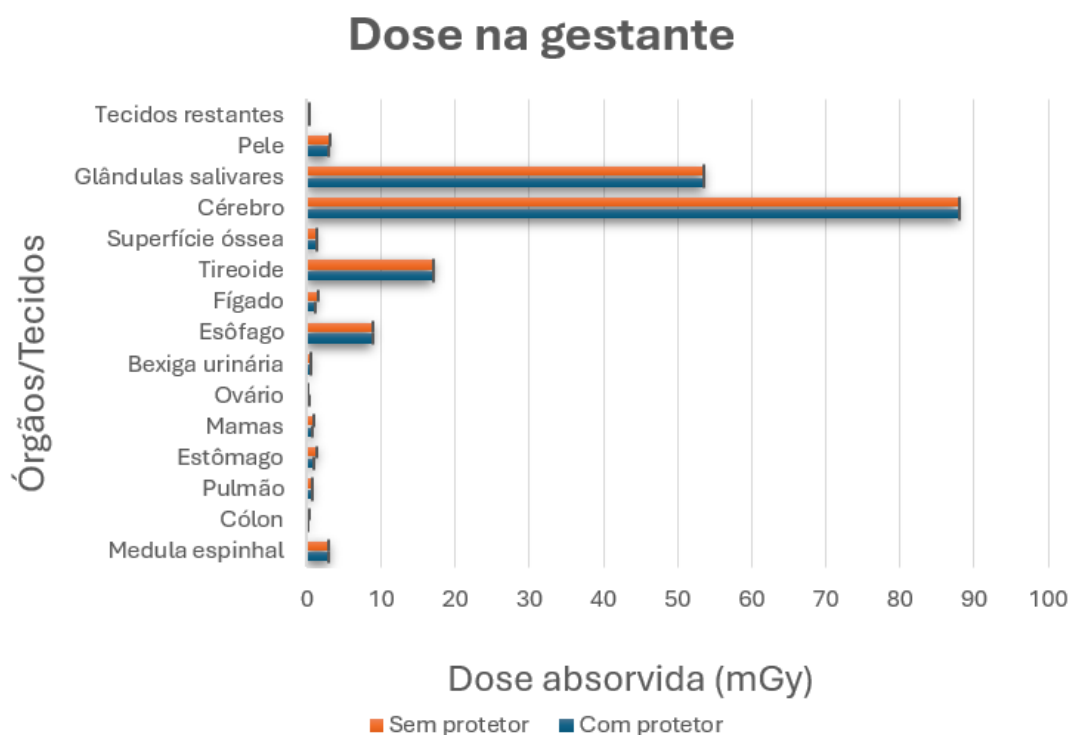


Figura 24: Comparação da dose recebida com e sem protetor pela gestante, para o fabricante Siemens. Fonte: O autor (2024).

Como muitos órgãos tiveram pouca ou nenhuma redução de dose, a dose efetiva da gestante sofreu uma redução pequena com o uso do protetor, caindo de 3,26 mSv sem protetor para 3,16 mSv com o protetor, representando uma redução de aproximadamente 3,1%.

4.2 Resultados para o fabricante da GE

De maneira similar ao encontrado com a TC da Siemens, houve uma grande redução de dose para todas as estruturas do feto. As maiores reduções de dose foram para fígado (68,3%), vesícula biliar (67,4%) e para os rins (66,9%). A representação gráfica do comparativo da redução pode ser observada na Figura 25 e na Tabela 7.

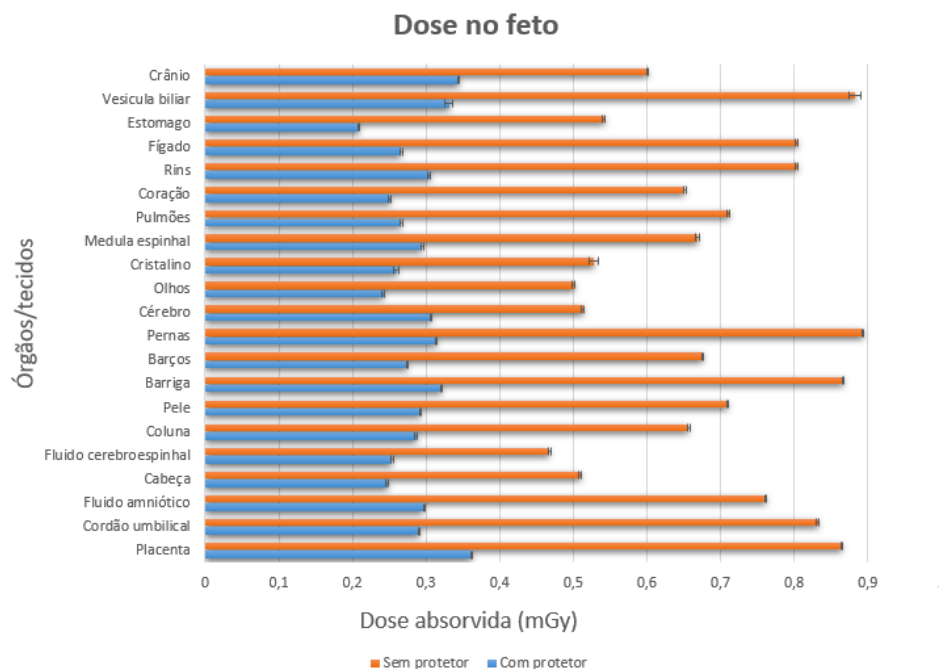


Figura 25: Comparação da dose com e sem protetor recebida pelo feto para o fabricante GE. Fonte: O autor (2024).

Tabela 7: Disposição dos valores de dose aproximado para as estruturas de interesse do feto, com dados com e sem protetor, representando a redução da dose absorvida com o uso da blindagem, para o fabricante GE. Fonte: O autor (2024).

Órgãos / Tecidos	Sem protetor (mGy)	Com protetor (mGy)	Redução da dose absorvida (%)
Placenta	0,83	0,33	60,0
Cordão umbilical	0,81	0,26	67,8
Fluido amniótico	0,74	0,27	62,7
Cabeça	0,48	0,23	52,2
Fluido cérebro-espinhal	0,45	0,24	45,7
Coluna	0,63	0,25	59,7
Pele	0,70	0,28	60,2
Barriga	0,85	0,29	65,3
Braços	0,68	0,27	59,9
Pernas	0,89	0,30	66,7
Cérebro	0,51	0,30	40,5
Olhos	0,48	0,22	55,3
Cristalino	0,54	0,26	50,9
Medula espinhal	0,65	0,27	58,6
Pulmões	0,70	0,25	64,2
Coração	0,68	0,24	64,5
Rins	0,74	0,25	66,9

Fígado	0,79	0,25	68,3
Estomago	0,55	0,21	61,7
Vesícula biliar	0,70	0,22	67,4
Crânio	0,60	0,34	41,9

Avaliando o impacto da redução da dose na paciente, observa-se que similarmente ao outro modelo de TC, somente as regiões sobre o protetor tiveram redução considerável, como pode ser observado Tabela 8 e na Figura 26. As regiões que estiveram submetidas ao feixe primário foram as que receberam as maiores doses, o que já era esperado.

Tabela 8: Disposição dos valores da dose aproximada para as estruturas de interesse da gestante, com dados com e sem protetor, representando a redução da dose absorvida com o uso da blindagem, para o fabricante GE. Fonte: O autor (2024).

Órgãos / Tecidos	Sem protetor (mGy)	Com protetor (mGy)	Redução da dose absorvida (%)
Medula espinhal	2,94	2,93	0,45
Colón	0,11	0,05	51,7
Pulmão	0,59	0,57	4,2
Estomago	1,15	0,69	40,1
Mamas	0,72	0,64	11,9
Ovário	0,16	0,14	14,6
Bexiga urinária	0,46	0,35	23,1
Esôfago	9,18	9,09	0,97
Fígado	1,30	0,91	30,0
Tireoide	17,9	17,8	0,49
Superfície óssea	1,23	1,22	0,45
Cérebro	92,5	92,5	0,00
Glândulas salivares	53,2	53,15	0,03
Pele	2,76	2,70	2,04
Tecidos restantes	0,18	0,17	2,60

Avaliando a dose efetiva, para o caso sem protetor a gestante recebeu 3,35 mSv, enquanto com o uso do EPI esse valor caiu para 3,24 mSv, o que representou redução de aproximadamente 3,3%.

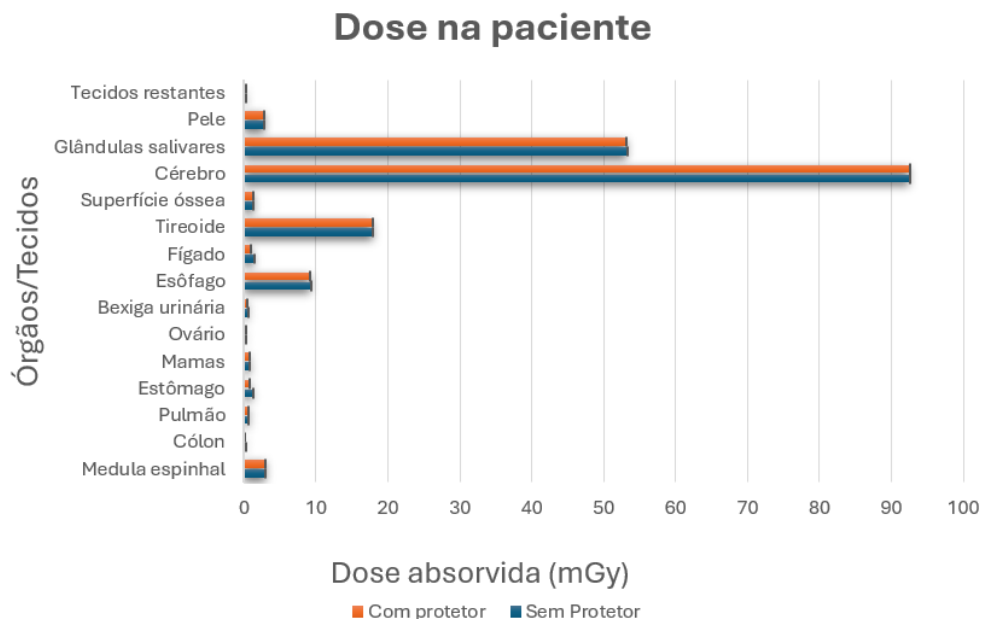


Figura 26: Comparação da dose recebido com e sem protetor pela gestante, para o fabricante GE. Fonte: O autor (2024).

Avaliando os erros estatísticos das simulações, de maneira geral, obteve-se as maiores incertezas estatísticas em estruturas blindadas pelo protetor. O baixo número de partículas nessas regiões se deu por dois motivos, primeiramente por não estarem submetidos ao feixe primário, ou seja, sendo irradiados só pelo feixe secundário, conforme já foi discutido e o segundo motivo é que essa radiação que chegava nessas regiões acabava sendo atenuada pelo protetor. De maneira análoga, as regiões submetidas ao feixe primário apresentaram os menores erros estatístico. No conjunto global dos resultados, os erros estatísticos associados ao processo de simulação foram em sua maioria inferiores a 1%.

4.3 Comparação entre os diferentes equipamentos

Ambos os protocolos de crânio avaliados são bastante similares, pois tiveram a mesma colimação, corrente, tempo de rotação e *pitch*. Entretanto, cada um dos equipamentos trabalha com uma diferença de potencial para o protocolo de crânio, sendo para o equipamento Siemens 130 kV e 120 kV para o equipamento GE, ressaltando que o espectro de cada dos equipamentos também é distinto. A Figura 27 mostra a diferença na dose do feto para cada um dos casos estudados, S SP (Siemens sem protetor), S CP (Siemens com protetor), GE SP (GE sem protetor) e GE CP (GE com protetor). Conforme

já era esperado, todos os órgãos sem protetor receberam mais dose que os órgãos com protetor, mesmo fazendo a comparação entre caso a caso entre os fabricantes.

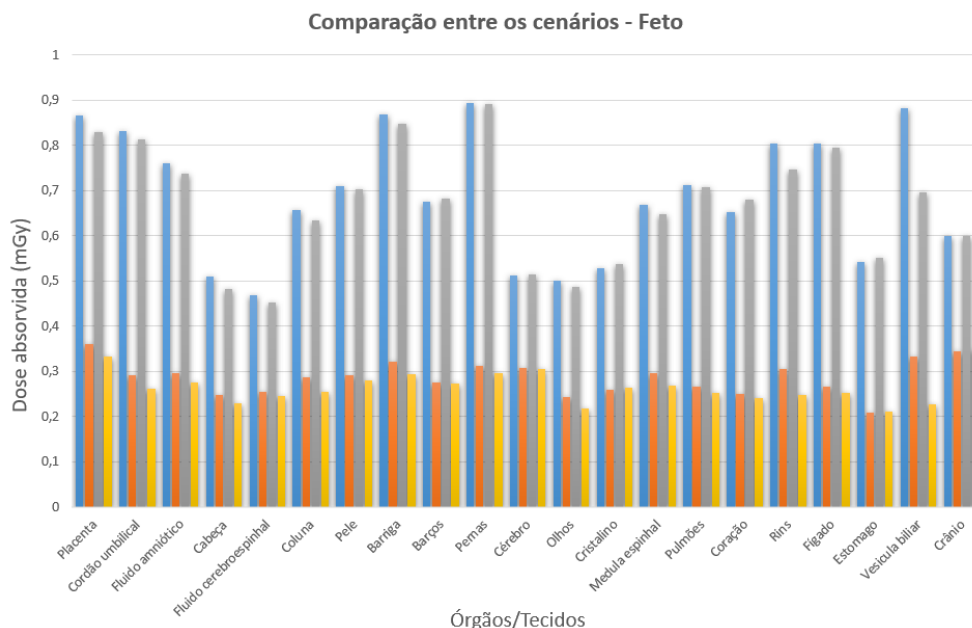


Figura 27: Comparação da dose em todas as estruturas de interesse dosimétrico do feto, para o caso com e sem protetor para os dois fabricantes avaliados. Fonte: O autor (2024).

A análise comparativa entre os equipamentos é relevante, dado que o kV influencia tanto a penetração do feixe quanto o espalhamento de fótons. A Tabela 9 mostra a variação percentual da dose no feto entre os fabricantes no caso com protetor. A maioria das estruturas apresentou variações próximas ou inferiores a 10%, exceto pela vesícula biliar (31%) e rins (19%), conforme detalhado na tabela.

Tabela 9: Comparação entre os dois fabricantes para o caso com protetor, com os valores dose aproximados para a dose no feto. Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	S CP (mGy)	GE CP (mGy)	Variação (%)
Placenta	0,36	0,33	8,18
Cordão umbilical	0,29	0,26	10,3
Fluido amniótico	0,30	0,27	7,56
Cabeça	0,25	0,23	6,75
Fluido cérebro-espinhal	0,25	0,24	3,52
Coluna	0,29	0,25	10,9
Pele	0,29	0,28	4,24
Barriga	0,32	0,29	8,63
Braços	0,27	0,27	0,44

Pernas	0,31	0,30	5,40
Cérebro	0,31	0,31	0,22
Olhos	0,24	0,22	10,5
Cristalino	0,26	0,26	-1,56
Medula espinhal	0,29	0,27	9,17
Pulmões	0,27	0,25	5,20
Coração	0,25	0,24	3,76
Rins	0,30	0,25	19,0
Fígado	0,27	0,25	5,44
Estômago	0,21	0,21	-1,08
Vesícula biliar	0,33	0,23	31,5
Crânio	0,34	0,35	-0,93

A Tabela 10 mostra o comparativo para a dose no feto para o caso sem protetor para ambos os fabricantes, e novamente temos a vesícula biliar como o órgão que apresentou a maior variação entre os modelos. Diferentemente do caso com protetor, no caso sem protetor as variações entre os modelos são relativamente pequenas, salvo o caso da vesícula biliar, tendo na grande maioria variações menores que 5%. Foi observado que o fabricante Siemens depositou uma dose maior, isso provavelmente ocorreu por esse feixe ter um kV maior.

Tabela 10: Comparação entre os dois fabricantes para o caso sem protetor.

Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	S SP (mGy)	GE SP (mGy)	Variação (%)
Placenta	0,86	0,83	4,05
Cordão umbilical	0,83	0,81	2,43
Fluido amniótico	0,76	0,74	3,23
Cabeça	0,51	0,48	5,22
Fluido cérebro-espinhal	0,47	0,45	3,50
Coluna	0,66	0,63	3,45
Pele	0,71	0,70	1,06
Barriga	0,87	0,85	2,32
Braços	0,67	0,68	-1,03
Pernas	0,89	0,89	0,28
Cérebro	0,51	0,51	-0,27
Olhos	0,50	0,49	2,93
Cristalino	0,53	0,54	-1,89
Medula espinhal	0,67	0,65	3,19

Pulmões	0,71	0,71	0,63
Coração	0,65	0,68	-4,36
Rins	0,80	0,75	7,14
Fígado	0,80	0,79	1,25
Estômago	0,54	0,55	-1,79
Vesícula biliar	0,88	0,70	21,0
Crânio	0,60	0,60	0,17

Em geral avaliando para o feto em termos de dose total, quando se soma a contribuição de todos os órgãos tivemos que para o fabricante Siemens a redução foi de 14,4 mGy para 6,0 mGy, para o fabricante GE a dose foi de 14,0 mGy sem protetor para 5,6 mGy com protetor.

Para a gestante também foram comparados os resultados de dose para ambos os fabricantes considerando o caso com e sem protetor sobre o abdômen, como pode ser observado na Figura 28. Conforme mostrado anteriormente, apesar da redução da dose em alguns locais, a variação da dose efetiva para ambos os fabricantes foi pequena, próxima a 3%. Os pontos com maiores valores de dose foram as regiões submetidas ao feixe primário ou que estavam próximas desse sítio de imageamento.

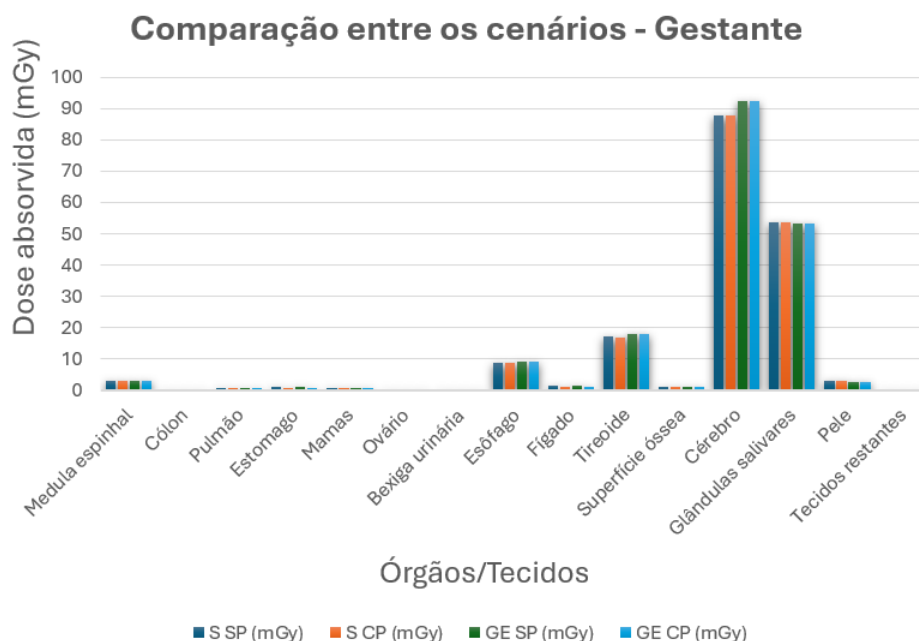


Figura 28: Comparação entre as doses recebidas pelos órgãos da gestante com os dois fabricantes avaliados. Fonte: O autor (2024).

Para o caso comparando os dois fabricantes com o uso do protetor, as maiores variações observadas foram para o cólon (9,85%) e estômago (9,17%) e ambas foram depositadas pela TC do fabricante Siemens. Em geral houve uma alternância em regiões sobre o equipamento que depositava mais dose, sendo as variações próximas ou inferiores a 5%, como pode ser observado na Tabela 11. A estrutura que mais recebeu dose na gestante foi o cérebro, no caso do fabricante GE, o que pode ser explicado e pelo uso de um kVp menor. Um menor kVp reduz o poder de penetração do feixe, aumentando a atenuação nos tecidos, principalmente por um efeito fotoelétrico com maior probabilidade e, consequentemente, a dose depositada no local aumenta. Além disso, a menor energia do feixe também reduz a quantidade de radiação espalhada, que é mais recorrente para o kVp maior.

Tabela 11: Comparação da variação da dose aproximada para a gestante entre ambos os fabricantes para o caso com protetor. Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	S CP (mGy)	GE CP (mGy)	Variação (%)
Medula espinhal	2,84	2,93	-3,14
Cólon	0,06	0,05	9,85
Pulmão	0,56	0,57	-1,71
Estomago	0,76	0,70	9,17
Mamas	0,67	0,64	5,16
Ovário	0,14	0,14	4,79
Bexiga urinária	0,36	0,35	1,71
Esôfago	8,76	9,09	-3,73
Fígado	0,96	0,91	5,45
Tireoide	16,9	17,8	-4,94
Superfície óssea	1,18	1,22	-3,15
Cérebro	87,9	92,5	-5,21
Glândulas salivares	53,5	53,1	0,69
Pele	2,86	2,70	5,63
Tecidos restantes	0,17	0,17	-1,08

Avaliando a situação sem o uso do protetor, observou-se variações ainda menores que o caso com protetor. A máxima variação encontrada foi para o estômago (5,81%), seguido por pele (5,74%) e mamas (5,22%), todas as maiores variações percentuais que depositam mais dose são provenientes do equipamento Siemens. Em geral houve uma

alternância em regiões sobre o equipamento que depositava mais dose, sendo as variações próximas ou inferiores a 5%, como pode ser observado na Tabela 12.

Tabela 12: Comparação da variação da dose aproximada para a gestante entre ambos os fabricantes para o caso sem protetor. Fonte: O autor (2024).

Órgãos/Tecidos	S SP (mGy)	GE SP (mGy)	Variação (%)
Medula espinhal	2,85	2,94	-3,13
Cólon	0,12	0,11	4,77
Pulmão	0,58	0,60	-1,72
Estômago	1,23	1,16	5,81
Mamas	0,76	0,72	5,22
Ovário	0,17	0,16	5,95
Bexiga urinária	0,46	0,46	0,76
Esôfago	8,85	9,18	-3,77
Fígado	1,34	1,30	3,20
Tireoide	17,0	17,8	-4,96
Superfície óssea	1,19	1,23	-3,15
Cérebro	87,9	92,5	-5,21
Glândulas salivares	53,5	53,2	0,69
Pele	2,93	2,76	5,74
Tecidos restantes	0,18	0,18	-1,01

Para ambos os casos avaliados, as regiões de maior variação não são próximas ao feixe primário, e uma hipótese para ocorrerem é a diferença de kV, que gera um maior espalhamento Compton e, portanto, acaba depositando mais dose em tecidos mais distantes do feixe primário.

Os resultados obtidos estão em concordância com a literatura, aonde dose baixas são depositadas no feto durante o exame de TC da gestante (McCollough, 2007; Long, 2013), além de enfatizar a importância do fator distância na deposição de dose (Kelaranta, 2017). Conforme observado em outros trabalhos, os resultados obtidos para os dois equipamentos são similares para a dose fetal (Huda, 2010).

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Neste trabalho foi avaliada a dose no feto em um exame de TC de crânio ao qual a gestante foi submetida, fazendo o uso de simulação Monte Carlo e simulador antropomórfico virtual. Adicionalmente, analisou-se efetividade da aplicação de blindagem sobre o abdômen da paciente e seu impacto na dose da própria gestante. As análises realizadas foram estendidas para dois modelos de equipamentos distintos, que possuíam kVp e espectros distintos para a produção do feixe de raios X.

Os resultados mostraram que houve uma redução bastante significativa na dose no feto, quando feito o uso do protetor, para ambos os fabricantes. Para a maioria dos órgãos a diminuição na dose foi superior a 40%, mesmo com kVp e espectros distintos. Para o fabricante Siemens a redução foi de 14,4 mGy para 6,0 mGy quando somada as doses em todas as estruturas, para o fabricante GE a dose foi de 14,0 mGy sem protetor para 5,6 mGy com uso de protetor para a dose no feto. Esses resultados indicam que a implementação da blindagem sobre o abdômen da gestante em exames de TC para o protocolo de crânio pode ser uma alternativa.

Avaliando o impacto dos protetores na dose nos órgãos da própria paciente, em termos de dose efetiva quase não houve alteração. Entretanto, a pouca variação na dose efetiva observada se deu pela redução na dose dos órgãos que estavam cobertos pelo protetor. Nenhuma estrutura da paciente teve aumento na dose, o que inicialmente era um ponto de questionamento, visto que a presença do protetor poderia acarretar maiores doses em algumas regiões devido ao espalhamento da radiação nessa blindagem.

O equipamento Siemens contribuiu para maiores valores de dose no feto devido ao kV maior, que gera um espalhamento maior e, portanto, mais radiação chega em regiões distantes ao feixe primário. Enquanto, equipamento GE depositou mais na região de interesse clínico da gestante pois o seu feixe possuía uma energia menor, fazendo com que o feixe fosse menos penetrante.

As doses estimadas para o feto no protocolo de crânio avaliado são consideradas baixas, para a período gestacional avaliado, para todos os cenários avaliados e ambos os fabricantes. A soma das doses em todas as estruturas do feto fora bastante inferior aos 300 mGy apontados como valor de referência pela ICRP para a 24ª semana de gestação.

Como perspectiva futura, pretende-se estender os estudos para outros protocolos clínicos do exame de TC, incluindo aqueles que fazem o uso de modulação de corrente, tornando o cenário simulado mais realista. De maneira adicional, testar o impacto de uma blindagem mais fina com 0,25 mm de equivalência em chumbo, o que seria mais leve e poderia levar mais conforto a gestante.

REFERÊNCIAS

ACR. *SPR Practice parameter for Imaging pregnant or potentially pregnant patients with ionizing radiation*. Disponível em: <https://www.acr.org/-/media/acr/files/practice-parameters/pregnant-pts.pdf>. Acesso em: 07 mai. 2024.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). *Adult Routine Head CT Protocols Version 2.0*. 1 mar. 2016. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/ctprotocols/documents/adultroutineheadct.pdf>. Acesso em: 11 dez. 2024.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *Patient Gonadal and Fetal Shielding in Diagnostic Imaging: Frequently Asked Questions*. 2019. Disponível em: <https://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=468&type=PP¤t=true>. Acesso em: 17 jan. 2025.

AMERICAN PREGNANCY ASSOCIATION. *CT scan During Pregnancy*. Disponível em: <https://americanpregnancy.org/healthy-pregnancy/is-it-safe/ct-scan-during-pregnancy/>. Acesso em: 01 jun. 2024.

ANDRADE, Pedro Henrique Avelino de. *Construção e voxelização de um fantoma mesh masculino adulto com macro circulação e vasos linfáticos*. 2018. 84 f. Tese (Doutorado em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2018. Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima. Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.

BECKER, Janine; ZANKL, Maria; FILL, Ute; HOESCHEN, Christoph. *Katja – the 24th week of virtual pregnancy for dosimetric calculations*. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, v. 14, n. 1, p. 13-19, 2008. DOI: 10.2478/v10013-008-0002-4. Disponível em: <http://www.pjmpe.waw.pl>. Acesso em: 11 dez. 2024.

BELINATO, Walmir. *Dosimetria de pacientes adultos e pediátricos empregando método de Monte Carlo em PET/CT*. 2016. Tese (Doutorado em Física) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, 2016.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa nº 93, de 27 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, e dá outras providências.

Diário Oficial da União, Brasília, DF, 27 maio 2021. Disponível em: <https://www.in.gov.br>. Acesso em: 9 dez. 2024.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº 611, de 9 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas. *Diário Oficial da União*, Brasília, DF, 16 mar. 2022. Disponível em: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em: 9 dez. 2024.

BUSHBERG, Jerrold T.; SEIBERT, J. Anthony; LEIDHOLDT JUNIOR, Edwin M.; BOONE, John M.. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3. ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 1009 p.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC). ALARA: *As Low As Reasonably Achievable*. Disponível em: <https://www.cdc.gov/radiation-health/safety/alara.html>. Acesso em: 11 dez. 2024.

COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION; National Research Council. *HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION BEIR VII PHASE 2*. Disponível em: https://www.philrutherford.com/Radiation_Risk/BEIR/BEIR_VII.pdf. Acesso em 15 nov. 2024.

DOVALES, A. C. M.; DE SOUZA, A. A.; VEIGA, L. H. S. Tomografia computadorizada no Brasil: frequência e padrão de uso em pacientes internados no Sistema Único de Saúde (SUS). *Revista Brasileira de Física Médica*, [S. l.], v. 9, n. 1, p. 11–14, 2016. DOI: 10.29384/rbfm. 2015.v9.n1.p11-14. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/327>. Acesso em: 9 dez. 2024.

FELMLEE, J. P.; GRAY, J. E.; LEETZOW, M. L.; PRICE, J. C. Estimated fetal radiation dose from multislice CT studies. *AJR. American Journal of Roentgenology*, v. 154, n. 1, p. 185–190, jan. 1990. DOI: 10.2214/ajr.154.1.2104708. Disponível em:

FIGUEIRA, Catarina Marques de Sousa Duarte. Medição e cálculo, utilizando simulações Monte Carlo, das doses em exames de tomografia computadorizada. Dissertação (Mestrado – Engenharia biomédica) – Universidade Nova de Lisboa, 2010.

HUDA, Walter; RANDAZZO, William; TIPNIS, Sameer; FREY, G. Donald; MAH, Eugene. *Embryo dose estimates in body CT. American Journal of Roentgenology*, v. 194, n. 4, p. 874–880, 2010. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.09.4032>. Acesso em: 11 dez. 2024.

HUILLCARA, Basilia Quispe. *Simulación Computacional con MCNP para la Determinación de Dosis en Cristalino y la Tiroides en Estudios de Tomografía Computarizada de Tórax*. Dissertação (Mestrado em Física) – Universidad de Guanajuato, Leon, 2018.

HURWITZ, Lynne M. et al. Radiation dose to the fetus from body MDCT during early gestation. *AJR. American Journal of Roentgenology*, v. 186, n. 3, p. 871–876, mar. 2006. DOI: 10.2214/AJR.04.1915. Disponível em: <https://ajronline.org/doi/10.2214/AJR.04.1915>. Acesso em: 21 jan. 2025.

IAEA. *Radiation protection of pregnant women in radiology*. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/pregnant-women>. Acesso em: 01 jul. 2024.

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

ICRP Publication 110. *Adult Reference Computacional Phantoms*. *Annals of ICRP*, 2009.

ICRP Publication 23. *Report of the Task Group on Reference Man*. *Annals of ICRP*, 1975.

ICRP Publication 84. *Pregnancy and Medical Radiation*. *Annals of ICRP*, 2000.

ICRP Publication 90. *Biological Effects after Prenatal Irradiation (Embryo and Fetus)*. *Annals of ICRP*, 2003.

JAFFE, Tracy A. et al. Early first trimester fetal dose estimation method in a multivendor study of 16- and 64-MDCT scanners and low-dose imaging protocols. *AJR: American Journal of Roentgenology*, v. 193, n. 4, p. 1019–1024, out. 2009. DOI: 10.2214/AJR.08.2274.

KELARANTA, A.; MÄKELÄ, T.; KAASALAINEN, T.; KORTESNIEMI, M. *Fetal radiation dose in three common CT examinations during pregnancy: Monte Carlo study*. *Physica Medica*, v. 45, p. 59–65, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.09.120>. Acesso em: 11 dez. 2024.

KOBAYASHI, Masanao; HABA, Tomonobu; SUZUKI, Sayaka; NISHIHARA, Yusei; ASADA, Yasuki; MINAMI, Kazuyuki. Evaluation of exposure dose in fetal computed tomography using organ-effective modulation. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, v. 43, p. 1195–1206, 2020. DOI: [10.1007/s13246-020-00921-z](https://doi.org/10.1007/s13246-020-00921-z). Acesso em: 16 jan. 2025.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER G. *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms*, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

LI, Xinhua et al. Fetal dose evaluation for body CT examinations of pregnant patients during all stages of pregnancy. *European Journal of Radiology*, v. 141, 109780, maio 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.109780>. Acesso em: 16 jan. 2025.

LONG, Nelia Sanchez. *Fetal radiation doses in computed tomography examinations of pregnant patients: a comparison between whole-body and individual organ doses at three different gestational ages*. 2013. 47 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade da Flórida, Gainesville, 2013.

MCCOLLOUGH, Cynthia H.; SCHUELER, Beth A.; ATWELL, Thomas D.; BRAUN, Natalie N.; REGNER, Dawn M.; BROWN, Douglas L.; LeROY, Andrew J. *Radiation exposure and pregnancy: when should we be concerned?* *RadioGraphics*, v. 27, n. 4, p. 909-918, 2007. DOI: 10.1148/rg.274065149. Disponível em: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.274065149>. Acesso em: 11 dez. 2024.

NA, Yong Hum; ZHANG, Binqun; ZHANG, Juying; CARACAPPA, Peter F.; XU, X. George. *Deformable adult human phantoms for radiation protection dosimetry: anthropometric data representing size distributions of adult worker populations and software algorithms*. *Physics in Medicine & Biology*, v. 55, n. 13, p. 3789–3811, 2010. DOI: 10.1088/0031-9155/55/13/015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>. Acesso em: 11 dez. 2024.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. *Física das Radiações*. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p.

OTAKE M, SCHULL WJ, Lee S. *Threshold for radiation-related severe mental retardation in prenatally exposed A-bomb survivors: a re-analysis*. *Int J Radiat Biol* 1996;70:755–63. <https://doi.org/10.1080/095530096144644>.

PATEL, S. J.; REEDE, D. L.; KATZ, D. S.; SUBRAMANIAM, R.; AMOROSA, J. K. *Imaging the pregnant patient for nonobstetric conditions: algorithms and radiation dose considerations*. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.*, v. 27, n. 6, p. 1705–1722, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/rg.276075002>. Acesso em: 9 dez. 2024.

PELOWITZ, D. B. (2011). *Mcnpx Tm User ' S Manual*. April.

POLUDNIEWSKI, G. *Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets*. *Medical Physics*, [S.L.], v. 34, n.61, p 2175-2186, 21 maio 2007. Wiley. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1118/1.2734726>

POLUDNIEWSKI, G; LANDRY, G; DEBLOIS, F; EVANS, P M; VERHAEGEN, F. *SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes*. *Physics In Medicine And Biology*, [S.L.], v. 54, n. 19, p. 433-438, 1 set. 2009. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/n01>.

POLUDNIEWSKI, Gavin G.; EVANS, Philip M.. *Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part I. Electron penetration characteristics in x-ray targets*. *Medical Physics*, [S.L.], v. 34, n. 61, p. 2164-2174, 21 maio 2007. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2734725>.

SANTOS, William de Souza. Avaliação das doses ocupacionais e médicas e do risco de câncer em procedimentos cardíacos de radiologia intervencionista utilizando método Monte Carlo. 2014. 144 f. Tese (Doutorado) - Curso de Física, Universidade Federal de Sergipe, Aracajú, 2014.

SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. *An MCNP Primer*. Manhattan, KS: Kansas State University, 2011. Disponível em: <http://krex.ksu.edu>. Acesso em: 11 dez. 2024.

FISHER, H. L.; SNYDER, S. W. *Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ*. Relatório Técnico ORNL, p. 1473-86, 1967. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4832-8312-8.50220-4>

SPRAWLS, Perry. *Sprawls Educational Foundation*. Disponível em: <http://www.sprawls.org/>. Acesso em: 9 dez. 2024.

UNITED NATIONS. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2013 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume I. Nova York: United Nations, 2014. Disponível em: https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2013_1.html. Acesso em: 20 jan. 2025.

VEGA-CARRILLO, Héctor René. *El método Monte Carlo*. Zacatecas: Unidad Académica de Estudios Nucleares de La Universidad Autónoma de Zacatecas, 2012.

WANG, P. I.; CHONG, S. T.; KIELAR, A. Z.; KELLY, A. M.; KNOEPP, U. D.; MAZZA, M. B.; GOODSITT, M. M. *Imaging of pregnant and lactating patients: part 1, evidence-based review and recommendations*. *American Journal of Roentgenology*, v. 198, n. 4, p. 778–784, 2012. Disponível em: <https://www.ajronline.org>. Acesso em: 9 dez. 2024. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.7405>

WILLIAMS III, R. G.; GESH, C. J.; PAGH, R. T. *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. Richland: Pacific Northwest National Laboratory, 2006. Disponível em: https://www.pnnl.gov/main/publications/external/technical_reports/pnnl-15870.pdf. Acesso em: 11 dez. 2024. <https://doi.org/10.2172/902408>

YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. *Revista Brasileira de Física Médica*, [S. l.], v. 3, n. 1, p. 57–67, 2015. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p57-67. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/35>. Acesso em: 9 dez. 2024.