UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

BEATRIZ SOARES PEREIRA

# DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX PARA AVALIAÇÃO DE COMPROMETIMENTO PULMONAR EM DECORRÊNCIA DA COVID-19

Rio de Janeiro
2024

BEATRIZ SOARES PEREIRA

# DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX PARA AVALIAÇÃO DE COMPROMETIMENTO PULMONAR EM DECORRÊNCIA DA COVID-19

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Simone Kodlulovich Renha

Rio de Janeiro

2024

CIP - Catalogação na Publicação

P436d

Pereira, Beatriz Soares
DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX PARA AVALIAÇÃO DE COMPROMETIMENTO PULMONAR EM DECORRÊNCIA DA COVID-19 / Beatriz Soares Pereira. -- Rio de Janeiro, 2024.
53 f.

Orientadora: Simone Kodlulovich Renha.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, Bacharel em Física Médica, 2024.

1. Tomografia computadorizade de tórax. 2. Doses de radiação. 3. Risco atribuível ao longo da vida. 4. COVID-19. I. Renha, Simone Kodlulovich , orient. II. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

BEATRIZ SOARES PEREIRA

DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX PARA AVALIAÇÃO DE COMPROMETIMENTO PULMONAR EM DECORRÊNCIA DA COVID-19

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em ___ de _____ de _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Eduardo Chaves Montenegro
Instituto de Física - UFRJ

Prof. Dra. Lídia Vasconcellos de Sá
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD

A Deus, que me deu esta oportunidade e me capacitou para que eu chegasse até aqui. Aos meus pais, Carlos André e Sonia Regina, cujo amor, cuidado e ajuda foram a luz que guiou cada passo desta jornada acadêmica

## AGRADECIMENTOS

À minha família, que compreendeu minha ausência ao longo dessa trajetória, me apoiou moral e financeiramente, e mesmo quando eu não mereci, ofereceu ajuda sem medir esforços. Esta conquista é nossa!

Ao meu namorado, Filipe, que sempre esteve ao meu lado, ajudou, apoiou, confiou em meu potencial e foi meu companheiro. Espero um dia poder retribuir todo o amor que recebo e recebi nesta jornada.

À Drª Simone K. Renha, pela paciência na orientação e pelo incentivo que possibilitaram a conclusão desta monografia. Agradeço por sua dedicação, boa vontade, otimismo, senso crítico e por ter acreditado em mim e nesta pesquisa, mesmo quando eu mesma duvidei.

Ao Físico Lucas Gomes Padilha Filho, que acreditou neste projeto e me proporcionou a oportunidade de colaborarmos juntos no Hospital Clementino Fraga Filho (HUCFF). Agradeço também ao Físico Médico, Alexandre Rodrigues Krempser, e ao Físico Jônathas Rafael, pela disposição em ajudar e pela inteligência profissional que abriram portas para a colaboração de outros profissionais.

Aos médicos residentes e aos técnicos de radiologia no HUCFF, que sempre me receberam tão bem e demonstraram interesse em contribuir com este projeto.

Ao saudoso professor Odair Dias Gonçalves, pela oportunidade de ser monitora na disciplina de Física das Radiações 1.

Ao professor Eduardo Chaves Montenegro, por acreditar em meu trabalho como monitora de sua disciplina e por sua amizade ao longo desta etapa.

À professora Josilene Cerqueira Santos, por anos de colaboração no projeto de extensão "Comunicação Hospitalar" e por discussões tão produtivas.

À querida professora Rosimary Terezinha de Almeida, expresso minha profunda gratidão pela inestimável assistência na análise de dados. Sua notável paciência e atenção dedicadas à minha compreensão dos aspectos estatísticos foram fundamentais.

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e seus profissionais, que auxiliaram no fornecimento dos equipamentos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, pelo apoio financeiro.

A todos aqueles que, por gentileza, profissionalismo ou amizade, acreditaram em mim.

A Deus, pois sem a permissão dEle, nada do que conquistei seria possível.

*Eu já saí com lágrimas*
*Agora estou em júbilo*
*Eu já andei chorando enquanto semeava*
*Agora eu volto com frutos*

**Ministério Zoe**

**RESUMO**

Durante a pandemia da COVID-19, desencadeada pelo SARS-CoV-2, a população mundial enfrentou desafios significativos, como altas taxas de hospitalizações e de mortes devido à rápida propagação do vírus. Métodos diagnósticos foram utilizados para investigação, incluindo a tomografia computadorizada (TC) de tórax, sem e com contraste, para detectar alterações pulmonares associadas à COVID-19 e investigar possíveis complicações, respectivamente. Após o sequenciamento do genoma viral, o teste de Reação em Cadeia da Polimerase com Transcrição Reversa (RT-PCR) foi desenvolvido e comercializado como método diagnóstico padrão ouro. Ao mesmo tempo, a TC de tórax foi recomendada como ferramenta complementar, principalmente após o exame RT-PCR. No entanto, a tomografia computadorizada envolve a exposição à radiação ionizante de órgãos radiossensíveis do paciente, como pulmões, mamas e tireoide levando aos riscos decorrentes dos efeitos estocásticos associados. Considerando a importância da TC no monitoramento de pacientes com COVID-19 e o número de repetições a que os pacientes são submetidos, é essencial conhecer as doses absorvidas nos órgãos da região torácica dos pacientes e avaliar os riscos associados a este procedimento. No presente estudo, é analisada a frequência de TC de tórax em pacientes com suspeita e diagnóstico de COVID-19, as doses absorvidas em órgãos da região torácica e o Risco Atribuível ao Longo da Vida (LAR) para câncer de mama, pulmão e tireoide radioinduzido. Os dados demográficos dos pacientes com suspeita e confirmação da doença do coronavírus 2019 foram obtidos por meio da plataforma MEDTRACK, assim como a quantidade de exames de TC de tórax realizados com indicação para COVID-19. Para determinação das doses absorvidas nos órgãos foi utilizado o software NCICT, de modo que foi necessário obter os protocolos de exposição em exames de tomografia de tórax e o valor de $CTDI_{vol}$ para cada procedimento. O estudo revelou que, durante o período de acompanhamento da doença, alguns pacientes foram submetidos a até três TCs de tórax e apenas cerca de 30% deles não realizaram nenhum exame de imagem para diagnóstico ou acompanhamento da doença. Além disso, 54% dos pacientes que testaram negativo para COVID-19 realizaram pelo menos um exame de TC com indicação para a doença. Os valores médios de $CTDI_{vol}$ e DLP observados nessa população foram de 13,24 mGy e 505,94 mGy.cm, respectivamente, estando dentro do recomendado pela *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*. Adicionalmente, destaca-se que as doses absorvidas na mama e na tireoide em mulheres são inferiores em 58% e 55% respectivamente, em comparação com as doses absorvidas nestes órgãos em homens. Entretanto, não se verificou diferença significativa entre as doses absorvidas no pulmão entre ambos os sexos. Contudo, ao considerar a mesma dose média absorvida nos órgãos, o LAR é até 49% maior para o câncer de pulmão e 78% maior para o câncer de tireoide em mulheres se comparado aos homens.

**Palavras-chave**: TC de tórax. COVID-19. Dose de radiação. Risco atribuível ao longo da vida.

**ABSTRACT**

During the COVID-19 pandemic, triggered by SARS-CoV-2, the global population faced significant challenges, including high hospitalization and mortality rates due to the rapid spread of the virus. Various diagnostic methods were employed, including chest computed tomography (CT) scans, both with and without contrast, to detect pulmonary alterations associated with COVID-19 and to investigate potential complications, respectively. Following the sequencing of the viral genome, the Reverse Transcription Polymerase Chain Reaction (RT-PCR) test was developed and commercialized as the gold standard diagnostic method. At the same time, chest CT was recommended as a complementary tool, particularly after RT-PCR testing. However, CT imaging involves exposure to ionizing radiation in radiosensitive organs such as the lungs, breasts, and thyroid, leading to risks associated with stochastic effects.Given the importance of CT in monitoring COVID-19 patients and the frequency of repeated scans, it is essential to assess the absorbed doses in thoracic organs and evaluate the associated risks. This study analyzes the frequency of chest CT scans in patients with suspected and confirmed COVID-19, the absorbed doses in thoracic organs, and the Lifetime Attributable Risk (LAR) for radiation-induced breast, lung, and thyroid cancer. Demographic data of patients with suspected and confirmed coronavirus disease 2019 were obtained through the MEDTRACK platform, along with the number of chest CT exams performed with COVID-19 indications. The absorbed organ doses were determined using the NCICT software, requiring exposure protocols and the volume computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$) for each procedure. The study revealed that during the disease monitoring period, some patients underwent up to three chest CT scans, while approximately 30% did not undergo any imaging examination for diagnosis or follow-up. Additionally, 54% of patients who tested negative for COVID-19 had at least one CT scan indicated for the disease. The mean values of $CTDI_{vol}$ and dose-length product (DLP) observed in this population were 13.24 mGy and 505.94 mGy·cm, respectively, within the recommendations of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Furthermore, absorbed doses in the breast and thyroid in female patients were 58% and 55% lower, respectively, compared to male patients. However, no significant difference was observed in lung doses between sexes. Nonetheless, considering the same mean absorbed organ dose, LAR was up to 49% higher for lung cancer and 78% higher for thyroid cancer in women compared to men.

**Keywords**: Chest CT scan. COVID-19. Radiation dose. Lifetime Attributable Risk.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES


Figura 1 – Gantry do tomógrafo computadorizado e seus respectivos componentes. Retirada de: https://oncologymedicalphysics.com/ct-design-and-operation/ . . . . . 18
Figura 2 – Filtro “bow-tie” empregado em uma seção circular irradiada por um feixe em formato de leque (BUSHBERG, 2012). . . . . 19
Figura 3 – Tomografia computadorizada helicoidal. (BUSHBERG, 2012) . . . . . 21
Figura 4 – Esquema representativo de um corte tomográfico e o posicionamento do detector de referência. (BUSHBERG, 2012). . . . . 24
Figura 5 – Ilustração da técnica de reconstrução em tomografia computadorizada que utiliza as projeções para estimar a distribuição de atenuação dentro do objeto. (BUSHBERG, 2012). . . . . 25
Figura 6 – Representação do efeito da projeção na obtenção da imagem de um círculo: A) medida da projeção. B) retroprojeção sem correção. C) imagem reconstruída. (BUSHBERG, 2012). . . . . 25
Figura 7 – A) desfoque 1/r. (B) Aplicação do kernel de deconvolução. (BUSHBERG, 2012). . . . . 26
Figura 8 – Imagem reconstruída com a retroprojeção filtrada. (BUSHBERG, 2012). 26
Figura 9 – Gráfico da transformada de Fourier do kernel de deconvolução representado na Figura 2.8.B, conhecido como o filtro "rampa". (BUSHBERG, 2012). . . . . 27
Figura 10 – Simulador de PMMA e câmara de ionização. . . . . 29
Figura 11 – Tomógrafo Computadorizado Toshiba Aquilion 64. Retirada de: *Prizmed Imaging*. . . . . 35
Figura 12 – Relação entre a condição de sobrepeso e o número de dias de internação. 39
Figura 13 – Correlação entre a condição de risco para a doença do coronavírus 2019 com o número de dias de internação. . . . . 40
Figura 14 – Relação entre o resultado dos testes de COVID-19 e a quantidade de TC de tórax realizadas desde o momento da suspeita da doença até o momento de alta ou óbito. . . . . 41
Figura 15 – Dispersão dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy). . . . . 43
Figura 16 – Dispersão dos valores de DLP (mGy.cm). . . . . 43
Figura 17 – Comparação dos valores de dose absorvida nos órgãos da região torácica através do software NCICT. . . . . 45

Figura 18 – Comparação dos valores de dose absorvida na mama (M) e pulmão (P) entre dois diferentes estudos, onde 1 representa o estudo publicado por Angel e colaboradores (2009) e 2 representa os dados do estudo no HUCFF. . . . . 46

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de unidade Hounsfield (HU) para diferentes tecidos e órgãos. . 29
Tabela 2 – Características do Tomógrafo Toshiba Aquilion 64 . . . . . 34
Tabela 3 – Dados demográficos de ambos grupos analisados. . . . . 37
Tabela 4 – Dados demográficos do público com suspeita ou confirmação de COVID-19. 38
Tabela 5 – Dados demográficos do grupo controle de dose e os parâmetros de técnica empregados na TC de tórax. . . . . 42
Tabela 6 – Relatório de doses de radiação em TC de tórax em diferentes estudos. . 44
Tabela 7 – Dose absorvida em órgãos da região torácica para o grupo controle de dose do HUCFF. . . . . 45
Tabela 8 – Comparação das doses absorvidas em órgãos entre os sexos, considerando os parâmetros de técnica do exame de TC de tórax. . . . . 47
Tabela 9 – LAR para incidência de câncer devido à exposição a uma TC de tórax. 48

SUMÁRIO


**1 INTRODUÇÃO . . . 14**
1.1 OBJETIVOS . . . 15
1.2 RELEVÂNCIA, JUSTIFICATIVA E CONTRIBUIÇÕES DO ESTUDO 15

**2 REFERENCIAL TEÓRICO . . . 16**
2.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O TECIDO BIOLÓGICO . . . 16
2.2 CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO . 16
**2.2.1 Efeitos estocásticos . . . 16**
**2.2.2 Efeitos determinísticos . . . 17**
**2.2.3 Efeitos somáticos . . . 17**
**2.2.4 Efeitos imediatos ou tardios . . . 17**
2.3 RADIOSSENSIBILIDADE CELULAR . . . 17
2.4 PRINCIPAIS COMPONENTES DO TOMÓGRAFO COMPUTADORIZADO . . . 18
**2.4.1 Gantry . . . 18**
**2.4.2 Detectores . . . 18**
**2.4.3 Filtros . . . 19**
**2.4.4 Colimadores . . . 19**
**2.4.5 Computador . . . 20**
2.5 PARÂMETROS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA . . . 20
**2.5.1 Produto da corrente do tubo e o tempo de rotação (mAs) . . 20**
**2.5.2 Tensão (kV) . . . 20**
**2.5.3 Pitch . . . 21**
**2.5.4 Comprimento de varredura . . . 22**
2.6 PRINCÍPIOS BÁSICOS DA FORMAÇÃO DA IMAGEM TOMOGRÁFICA . . . 22
**2.6.1 Aquisição de dados . . . 22**
**2.6.2 Reconstrução da imagem . . . 22**
**2.6.2.1 Pré-processamento . . . 22**
**2.6.2.2 Retroprojeção simples . . . 23**
**2.6.2.3 Retroprojeção filtrada . . . 24**
**2.6.2.4 Reconstrução baseada em Fourier . . . 26**
**2.6.3 Número de CT e Escala de Hounsfield . . . 28**
2.7 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA . . . 29

**2.7.1** ***Computed Tomography Dose Index* (CTDI)** . . . . . **29**
**2.7.1.1** $CTDI_{100}$ . . . . . **29**
**2.7.1.2** $CTDI_{100,ar}$ . . . . . **30**
**2.7.1.3** **Índice de dose ponderado** ($CTDI_w$) . . . . . **30**
**2.7.1.4** $CTDI_{vol}$ . . . . . **31**
**2.7.2** **Produto de Dose de Comprimento (DLP)** . . . . . **31**
2.8 RISCO ATRIBUÍVEL AO LONGO DA VIDA (LAR) . . . . . **31**
2.9 DOENÇA DO CORONAVÍRUS 2019: COVID-19 . . . . . **32**
**2.9.1** **Diagnóstico da COVID-19** . . . . . **33**
2.10 PROTOCOLOS DE EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX: COVID-19 . . . . . **33**

**3** **MATERIAIS E MÉTODOS** . . . . . **34**
3.1 MATERIAIS . . . . . **34**
**3.1.1** **Tomógrafo Toshiba Aquilion 64** . . . . . **34**
**3.1.2** **Plataforma MEDTRACK** . . . . . **34**
3.2 MÉTODOS . . . . . **35**
**3.2.1** **Levantamento de dados de pacientes com suspeita e confirmação de COVID-19** . . . . . **35**
**3.2.2** **Levantamento de parâmetros técnicos de TC de tórax e** $CTDI_{vol}$ **35**
**3.2.3** **Estimativa da dose absorvida em órgãos da região torácica – NCICT** . . . . . **36**
**3.2.4** **Estimativa do LAR para câncer em órgãos da região torácica** **36**

**4** **RESULTADOS E DISCUSSÃO** . . . . . **37**
4.1 DADOS DEMOGRÁFICOS DOS PACIENTES ANALISADOS . . . . **37**
**4.1.1** **Análise de dados de pacientes – plataforma MEDTRACK** . . **37**
**4.1.2** **Análise de dados de pacientes – grupo controle de dose** . . . . **40**
4.2 DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DA REGIÃO TORÁCICA . . . . **44**
4.3 DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DA REGIÃO TORÁCICA – PACIENTES COM SUSPEITA OU CONFIRMAÇÃO DE COVID-19 . . **47**
4.4 RISCO ATRIBUÍVEL AO LONGO DA VIDA (LAR) . . . . . **48**

**5** **CONCLUSÃO** . . . . . **50**

# 1 INTRODUÇÃO

Em março de 2020, foi oficializado pela Organização Mundial de Saúde (OMS) a pandemia do COVID-19 e somente em maio de 2023 foi declarado pela OMS o fim de status de emergência global para a doença. Durante o período pandêmico, a população mundial enfrentou os desafios impostos pelo SARS-CoV-2, o vírus responsável pela doença [1]. Inúmeros países testemunharam elevadas taxas de internações devido à rápida disseminação do vírus, levando à busca por testes para diagnóstico e desenvolvimento de vacinas. Além disso, recursos foram dedicados para suprir os profissionais de saúde com equipamentos de proteção individual [2].

Neste contexto, diversas estratégias de diagnóstico precoce foram investigadas, incluindo a Tomografia Computadorizada (TC) do tórax sem contraste, destinada à detecção de alterações pulmonares associadas ao COVID-19, e com contraste intravenoso para investigar possíveis complicações decorrentes do vírus, como o embolismo pulmonar [2].

A partir do sequenciamento do genoma do vírus, os testes de Reação em Cadeia da Polimerase com Transcrição Reversa (RT-PCR) para a COVID-19 foram comercializados e consolidaram-se como o método padrão ouro para o diagnóstico preciso da doença. Nesse cenário, a TC de tórax passou a ser recomendada como uma ferramenta complementar no acompanhamento da evolução da doença, especialmente quando o diagnóstico era confirmado por meio do teste de RT-PCR.

O diagnóstico por imagem por meio da tomografia computadorizada implica na exposição do paciente à radiação ionizante. Embora essa forma de radiação seja essencial para a obtenção de imagens, a exposição apresenta potenciais riscos devido o aumento da probabilidade de indução de efeitos estocásticos associados. Durante o exame de TC de tórax, órgãos radiossensíveis como pulmões, mamas e tireoide, são irradiados aumentando o risco potencial de câncer radioinduzido, especialmente para as mulheres, que apresentam maior suscetibilidade ao desenvolvimento de câncer de pulmão [3].

Embora os limites de dose não se apliquem às exposições médicas, os níveis de referência são recomendados como uma ferramenta de otimização, a fim de que o paciente não seja exposto a doses acima do necessário para obter uma imagem diagnóstica de boa qualidade. Entretanto, deve-se considerar que mesmo em doses baixas, a incidência de cânceres sólidos permanece associada à radiação ionizante, conforme o modelo *linear no-threshold* (LNT), o qual indica a possibilidade de mutações celulares ou a indução de câncer pela exposição à radiação.

Com mais de 6,9 milhões de mortes e aproximadamente 772 milhões de pessoas infectadas em todo o mundo até dezembro de 2023 [4], e considerando que a TC é uma ferramenta essencial para o acompanhamento e tratamento de pacientes infectados pelo SARS-CoV-2, é imprescindível avaliar os riscos associados a esse procedimento diagnóstico.

## 1.1 OBJETIVOS

Avaliar a frequência de exames de TC de tórax realizados em pacientes com suspeita e diagnosticados com a COVID-19, bem como as doses absorvidas em órgãos e o risco atribuível ao longo da vida (LAR) de indução de câncer de mama, pulmão e tireoide devido à exposição.

## 1.2 RELEVÂNCIA, JUSTIFICATIVA E CONTRIBUIÇÕES DO ESTUDO

A TC tem sido uma importante ferramenta de diagnóstico, para avaliação de anormalidades pulmonares persistentes, estadiamento, avaliação da gravidade da doença e o planejamento de um possível método terapêutico a ser utilizado na unidade de terapia intensiva, acompanhamento e prognóstico de pacientes com COVID-19.

No entanto, apesar da tomografia poder resultar em doses altas para os pacientes e, em especial, em órgãos radiossensíveis como a mama e pulmão, nenhum estudo foi realizado no Brasil para avaliar as doses absorvidas nestes órgãos em pacientes com suspeita ou confirmação de COVID-19 submetidos a este exame. É de conhecimento que muitos exames não foram devidamente justificados e que diferentes protocolos foram utilizados os quais podem ter resultado em doses mais elevadas que o necessário para o diagnóstico. Desta forma, um estudo deve ser realizado para conhecer estas doses e verificar o risco atribuível ao longo da vida. Como consequência, protocolos otimizados podem ser recomendados.

# 2 REFERENCIAL TEÓRICO

## 2.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O TECIDO BIOLÓGICO

A exposição do tecido biológico às radiações ionizantes pode ocasionar danos aos tecidos e órgãos por meio de ações físicas, químicas e biológicas, decorrentes da ionização dos átomos formadores das células (OKUNO, 1982).

A interação da radiação com a matéria pode induzir efeitos biológicos de maneira probabilística. Danos aos tecidos podem surgir por uma ação indireta, em que fótons de radiação provocam radiólise nas moléculas de água, gerando radicais livres que afetam outras moléculas do organismo, incluindo o *Deoxyribonucleic Acid* (DNA) e o *Ribonucleic Acid* (RNA); ou por ação direta, em que os fótons interagem diretamente com uma das fitas do DNA, ocasionando quebra e, consequentemente, alteração genética (BUSHONG, 2017).

Geralmente, esses danos podem ser reparados pelo mecanismo de reparo celular. No entanto, caso ocorra falha nesse mecanismo, o genoma pode ser alterado, levando a diferentes resultados, tais como: reparo celular completo, morte celular ou até mesmo danos celulares sem causar morte, mas mantendo a capacidade de reprodução. Essa última situação pode resultar em mutações e multiplicação das modificações genéticas, comprometendo as células filhas (IAEA).

## 2.2 CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

Os efeitos causados pela exposição à radiação podem ser categorizados com base na taxa de dose de radiação absorvida e na natureza da resposta, na rapidez com que se manifestam e no impacto nos tecidos orgânicos. Desta forma, estes efeitos são classificados como estocásticos ou determinísticos; em relação ao tempo de manifestação, podem ser imediatos ou tardios.

### 2.2.1 Efeitos estocásticos

Estes efeitos estão relacionados à probabilidade de ocorrência, a qual é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de um limiar. Um exemplo de efeito estocástico é o desenvolvimento de câncer. Isso ressalta a importância da aplicação dos princípios de justificação e otimização para minimizar o risco, ainda que seja de baixa magnitude (TAUHATA, 2003).

### 2.2.2 Efeitos determinísticos

Os efeitos determinísticos são causados pela exposição à radiação em níveis elevados, seja de forma total no corpo ou localizada em uma área específica de tecido. Essa exposição resulta em uma quantidade de morte celular que não pode ser reparada pelo tecido, levando a danos perceptíveis no funcionamento do tecido ou órgão afetado (TAUHATA, 2003).

Para a ocorrência deste efeito existe um limiar de dose, acima do qual a perda de células é suficiente para causar danos detectáveis no tecido ou órgão. Quanto maior a dose aplicada, maior a gravidade do dano causado.

### 2.2.3 Efeitos somáticos

Esses efeitos são consequência direta do dano causado às células do corpo da pessoa irradiada. Eles dependem de vários fatores, incluindo a quantidade de dose absorvida, a taxa de absorção de energia da radiação, a região específica do corpo que foi irradiada e a área total dessa região.

### 2.2.4 Efeitos imediatos ou tardios

Os efeitos biológicos da radiação que ocorrem em um período de horas a algumas semanas após a exposição, são chamados de "efeitos imediatos". Já os efeitos que surgem após anos ou até décadas após a exposição são denominados "efeitos tardios".

Quando as doses de radiação são extremamente altas, os efeitos imediatos predominam e podem causar lesões graves ou até fatais. Para doses intermediárias, os efeitos imediatos são mais brandos em termos de severidade, mas ainda podem resultar em danos, com uma probabilidade de lesões graves a longo prazo. Para doses baixas, não ocorrem efeitos imediatos, mas ainda há uma possibilidade de lesões em longo prazo.

## 2.3 RADIOSSENSIBILIDADE CELULAR

Em 1906, os cientistas franceses Jean Bergonié e Louis M. Tribondeau notaram que a sensibilidade dos tecidos à radiação estava relacionada ao estado metabólico destes. Eles desenvolveram o que agora é conhecido como a "Lei de Bergonié e Tribondeau", que estabelece que a sensibilidade dos tecidos vivos à radiação pode variar da seguinte maneira (KOSTARAKIS, STAVROULAKIS, 2000):

a) Quanto mais diferenciada for a célula, maior será sua resistência à radiação. Isso ocorre porque as células diferenciadas têm funções específicas e podem ter mecanismos de reparo mais eficientes para lidar com o dano causado pela radiação.

b) Tecidos ou órgãos mais jovens tendem a ser mais radiossensíveis. Isso se deve em parte à sua maior atividade proliferativa e ao fato de que suas células ainda não são tão especializadas, o que torna as células mais suscetíveis aos efeitos da radiação.

c) A atividade metabólica está relacionada à radiossensibilidade. Tecidos com maior atividade metabólica, como aqueles que estão em constante crescimento e regeneração, tendem a ser mais sensíveis à radiação, uma vez que as células metabolicamente ativas podem reproduzir mais danos.

d) Quando a taxa de proliferação celular e o crescimento tecidual são mais elevados, a radiossensibilidade também aumenta. Isso ocorre porque as células em rápida divisão são mais vulneráveis à radiação, já que a radiação pode interferir na capacidade de replicação do DNA durante a divisão celular.

## 2.4 PRINCIPAIS COMPONENTES DO TOMÓGRAFO COMPUTADORIZADO

### 2.4.1 Gantry

É a estrutura que contém os elementos essenciais para a obtenção de imagens, como o tubo de raios X, filtros, colimadores e o conjunto de detectores.

Na parte externa do gantry encontra-se os controles do sistema de lasers de posicionamento e alinhamento preciso do paciente, sistemas de comunicação entre o operador e o paciente, um display digital e botões de comando para controle da mesa e do aparelho durante o exame (Figura 1).

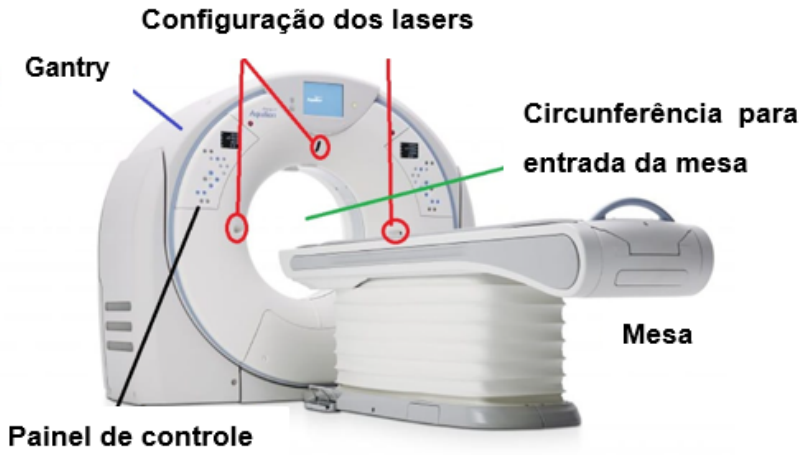


Figura 1 – Gantry do tomógrafo computadorizado e seus respectivos componentes. Retirada de: https://oncologymedicalphysics.com/ct-design-and-operation/

### 2.4.2 Detectores

Após atravessarem o paciente, os fótons de raios-X atingem os detectores com diversas intensidades. Os detectores podem ser semicondutores ou gasosos. Estes devem possuir alta eficiência geométrica, quântica e de conversão, além de estabilidade e baixa sensibilidade a variações de temperatura (RAMAN e colaboradores, 2013).

Atualmente, utiliza-se os detectores de estado sólido, podendo ser de germânio ou silício. Este tipo de detector capta a radiação e a converte diretamente em elétrons. Esses detectores apresentam alta resolução energética, resultando em flutuações mínimas nas incertezas.

### 2.4.3 Filtros

Além da filtração inerente de 3 mmAl, são utilizados filtros planos de cobre de 0,1 a 0,4 mm de espessura, os quais atenuam os fótons de baixa energia que contribuem para o ruído da imagem e aumentam a dose no paciente sem que haja necessidade (BUSHBERG, 2012).

Os filtros do tipo "bow-tie"atenuam pouco a radiação na região central e fortemente na periferia, reduzindo a intensidade da radiação nas margens do corpo do paciente, uniformizando a intensidade de radiação que chega ao detector. O filtro é de Teflon devido a sua baixa densidade e baixo número atômico, permitindo o endurecimento do feixe, como ilustrado na Figura 2.

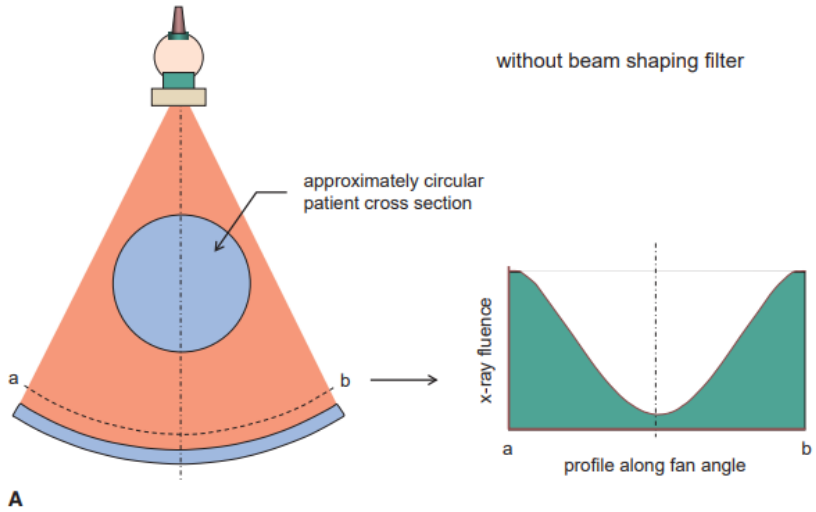


Figura 2 – Filtro “bow-tie” empregado em uma seção circular irradiada por um feixe em formato de leque (BUSHBERG, 2012).

### 2.4.4 Colimadores

Os colimadores variam para cada tipo de tomógrafo, mas cumprem as mesmas funções nos equipamentos. A primeira colimação é realizada próximo ao foco a fim de que haja a redução da radiação gerada nas vizinhanças do feixe principal e este atinja o detector na geometria determinada, e é proporcionada pelo invólucro do próprio tubo de raios X, fornecendo uma abertura para definição aproximada em forma de leque ou cone.

Na segunda etapa, o feixe principal permitido é definido por um colimador fixo. Um colimador ajustável adicional permitirá com que a colimação seja variável para a largura de corte desejada ou múltiplas larguras de corte, respectivamente. Por último, um colimador é posto o mais longe possível do foco, próximo ao gantry, a fim de minimizar as regiões de penumbra causados pelo tamanho finito do foco [5].

### 2.4.5 Computador

O computador desempenha funções essenciais na tomografia computadorizada. Este é responsável pela coordenação e execução do planejamento e da realização do exame, bem como pelo processamento das imagens obtidas. Os dados captados pelos detectores na forma de sinais elétricos são transformados por meio de algoritmos especializados, formando imagens digitais. Estas imagens podem passar pelo pós-processamento de acordo com as necessidades clínicas.

É por meio do sistema computacional que toda a programação do equipamento é efetuada, abrangendo tarefas como testes de calibração, definição dos parâmetros técnicos e posicionamento relativo ao plano de corte (movimentação da mesa).

O sistema computacional deve possuir capacidade de processamento e armazenamento e um software com funcionalidades de computação gráfica.

## 2.5 PARÂMETROS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

### 2.5.1 Produto da corrente do tubo e o tempo de rotação (mAs)

O produto da corrente do tubo e o tempo de rotação (mAs) está relacionado com a quantidade de fótons que saem do tubo de raios X e atingem o paciente. O aumento do mAs diminui o ruído da imagem e, consequentemente, melhora a resolução de contraste mas aumenta a dose de radiação recebida pelo paciente, a qual cresce linearmente à medida em que o mAs aumenta se os outros parâmetros permanecerem constantes.

Embora o mAs possa ser controlado manualmente, recomenda-se utilizar a modulação automatizada da corrente do tubo – controle automático de exposição. Ou seja, o mAs aumenta em regiões anatômicas que possuem maior coeficiente de atenuação, e diminui em regiões menos atenuantes, reduzindo a dose no paciente.

### 2.5.2 Tensão (kV)

O kV está ligado à energia do feixe de radiação que atravessa o paciente. A redução da voltagem é uma das formas de reduzir a dose de radiação durante exames que utilizam radiação ionizante, já que a dose de radiação varia com o quadrado do kV [6, 7]. No entanto, a redução do kV pode aumentar o ruído da imagem, sendo necessário aumentar o mAs para que a qualidade da imagem seja preservada.

### 2.5.3 Pitch

Em uma aquisição helicoidal na tomografia computadorizada, o pitch pode ser descrito como na Equação 2.1 (BUSHBERG, 2012).

$$Pitch = \frac{Distancia_{mesa}}{nT} \tag{2.1}$$

Onde:

- $Distancia_{mesa}$ é a distância de avanço da mesa durante uma rotação completa do gantry (360º), em unidade de comprimento.
- $nT$ é a largura nominal do feixe colimado, em unidade de comprimento.

A Figura 3 apresenta como ambas variáveis descritas acima estão relacionadas durante um exame de TC.

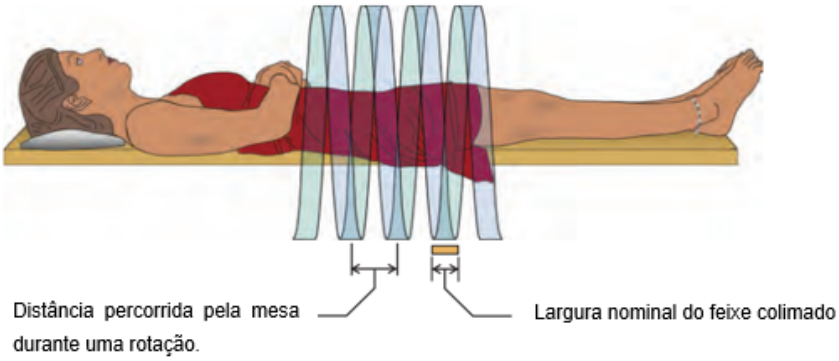


Figura 3 – Tomografia computadorizada helicoidal. (BUSHBERG, 2012)

Um valor de pitch igual a 1 significa que a distância percorrida pela mesa em uma rotação é igual a largura do feixe colimado, implicando que não há lacuna na exposição do tecido do paciente na região de varredura. Um pitch inferior a 1 indica uma sobreposição do feixe nas regiões anatômicas do paciente, uma vez que a largura do feixe é maior do que a distância percorrida pela mesa durante uma rotação. Por outro lado, um pitch superior a 1 denota uma subvarredura, resultando em uma dose de radiação reduzida no paciente mas perda na qualidade da imagem (BUSHBERG, 2012). A relação entre a dose de radiação e o pitch é expressa por:

$$Dose \propto \frac{1}{Pitch} \tag{2.2}$$

### 2.5.4 Comprimento de varredura

O comprimento de varredura é a extensão da área que será exposta ao feixe primário de radiação. Em conjunto com cada indicação clínica, será escolhido um comprimento de varredura com o intuito de analisar regiões anatômicas específicas, evitando que o feixe primário atinja áreas que não estão no escopo do estudo e, assim, prevenindo exposições não essenciais em órgãos que não são de interesse (RAMAN e colaboradores, 2013).

## 2.6 PRINCÍPIOS BÁSICOS DA FORMAÇÃO DA IMAGEM TOMOGRÁFICA

### 2.6.1 Aquisição de dados

Nesta etapa, uma determinada região do corpo é exposta a um feixe de raios X colimado. Ao interagir com os órgãos e tecidos do paciente, o feixe é atenuado de acordo com as características atômicas e densidade desses tecidos. Ao atravessar a região de estudo os fótons são capturados pelo conjunto de detectores (BUSHBERG, 2012).

Os dados das projeções são coletados e armazenados enquanto o sistema de fonte e detector gira ao redor do paciente em intervalos de tempo fixos. A intensidade de radiação registrada por cada detector é denominada sinal e está relacionada ao grau de atenuação sofrida pela radiação a qual atravessa o paciente e cria um perfil de intensidade da imagem projetada.

A imagem final é formada mapeando os coeficientes lineares de atenuação da seção anatômica estudada. Para esse processo, é necessário, no mínimo, uma rotação de 180º da seção transversal. Se a rotação for de 360º, o que é comum em varreduras convencionais, os dados são duplicados. Varreduras com ângulos menores são usadas para reduzir artefatos de movimento causados pela respiração.

### 2.6.2 Reconstrução da imagem

#### 2.6.2.1 Pré-processamento

A atenuação de um feixe monoenergético segue a Lei de Lambert-Beer, como mostra a Equação 2.3 (BUSHBERG, 2012).

$$I(t) = I_0 e^{-\mu t} \tag{2.3}$$

Onde:

- $I(t)$ é a intensidade do feixe de raios X após passar pelo paciente.
- $t$ é a espessura do tecido irradiado.
- $I_0$ é a intensidade do feixe não atenuado, medida simultaneamente por um detector de referência.

Para corrigir as características de atenuação exponencial resultantes da interação dos raios, os dados de projeção são submetidos a uma transformação logarítmica e normalização (BUSHBERG, 2012). Cada medida de projeção resulta em uma medição discreta representada por $I_j$ no detector específico, identificado como $j$, onde:

$$I_j(t) = g_j I_0 e^{-(\mu_1+\mu_2+\mu_3+...+\mu_n)t} \tag{2.4}$$

Onde:

- $g_j$ é o ganho do detector $j$.

O sinal em um detector de referência, representado como $(I_r)$ e posicionado fora do campo de visão (FOV), também é registrado conforme a Equação 2.5:

$$I_r = g_r I_0 \tag{2.5}$$

Durante a calibração no ar, a razão dos ganhos entre um detector específico $j$ e o detector de referência $r$ é representada por $\beta = \frac{g_j}{g_r}$ . Essa proporção não apenas ajusta as discrepâncias nos ganhos reais entre os detectores, mas também corrige variações na espessura do filtro "bow-tie", na distância até a fonte de raios X (ou seja, a lei do inverso do quadrado da distância), entre outros fatores (BUSHBERG, 2012).

$$P_j = ln\left(\frac{I_r}{\beta I_j}\right) \tag{2.6}$$

De acordo com a Equação 2.6, pode-se observar que as medidas de projeção, $(P_j)$, após passarem pelo pré-processamento e pela conversão logarítmica, representam somas lineares dos coeficientes de atenuação linear através do paciente ao longo da trajetória do raio, conforme ilustrado na Figura 4.

#### 2.6.2.2 Retroprojeção simples

A aplicação do logaritmo nos dados de projeção transforma a natureza exponencial da absorção de raios X em um problema linear. Na Figura 5, os números dispostos em uma matriz 3x3 encontram-se os dados de interesse representando o objeto e sua imagem. Observa-se quatro projeções, que atravessam um dado objeto. O valor projetado ao longo de cada linha é dado pela soma linear dos valores dos voxels (elementos de volume) que cada raio intercepta. A obtenção das projeções a partir desses dados é chamada de projeção direta, e representa o que o hardware do tomógrafo computadorizado realiza fisicamente.

O problema inverso, que envolve calcular a matriz da imagem a partir dos valores de projeção, pode ser resolvido por meio da técnica de retroprojeção. Nesse processo, os valores de projeção medidos são projetados de volta na matriz da imagem para calcular a imagem retroprojetada (BUSHBERG, 2012).

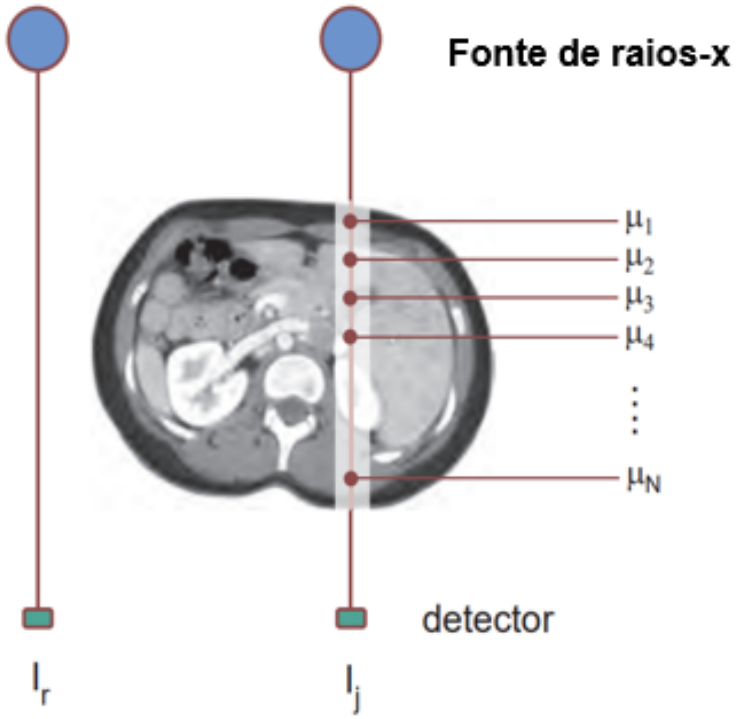


Figura 4 – Esquema representativo de um corte tomográfico e o posicionamento do detector de referência. (BUSHBERG, 2012).

A Figura 6.A ilustra a projeção frontal de um objeto circular localizado no centro do campo de visão, resultando em projeções com formatos de parábola, idênticos em cada ângulo. No entanto, se esta projeção não corrigida fosse utilizada para retroprojetar a imagem de TC a partir de todos os ângulos de projeção (Figura 6.B), a imagem resultante teria um desfoque característico, como ilustrado na Figura 6.C.

A retroprojeção simples resulta em uma imagem reconstruída com uma borrosidade característica 1/r, em que r é o raio do círculo. Para corrigir esse efeito são aplicados filtros matemáticos.

#### 2.6.2.3 Retroprojeção filtrada

Para reverter um efeito causado pela convolução, recorre-se à deconvolução (Figura 8), processo semelhante à convolução, com a diferença de que o kernel (filtro aplicado à imagem original), é projetado para desfazer um efeito específico. O processo de deconvolução é descrito pela Equação 2.7 (BUSHBERG, 2012):

$$p'(x) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x)h(x - x')dx' = p(x) \otimes h(x) \tag{2.7}$$

Onde:

- $p(x)$ é a medida de cada projeção.

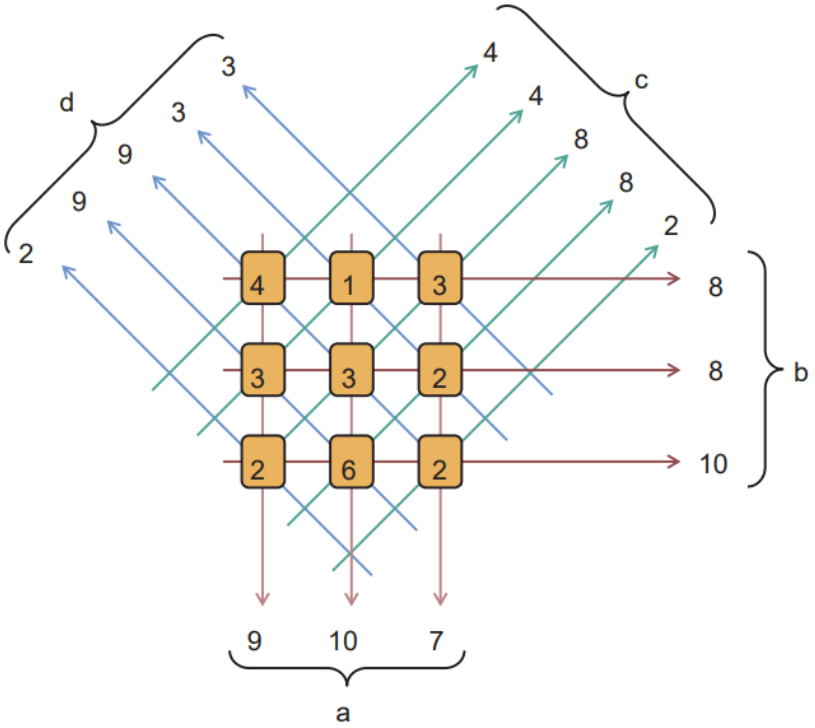


Figura 5 – Ilustração da técnica de reconstrução em tomografia computadorizada que utiliza as projeções para estimar a distribuição de atenuação dentro do objeto. (BUSHBERG, 2012).

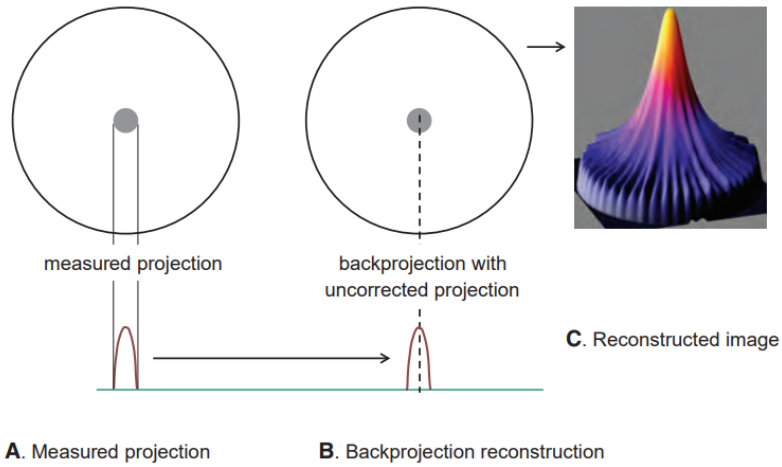


Figura 6 – Representação do efeito da projeção na obtenção da imagem de um círculo: A) medida da projeção. B) retroprojeção sem correção. C) imagem reconstruída. (BUSHBERG, 2012).

- $h(x)$ é o kernel de deconvolução.
- $p'(x)$ é o valor de projeção corrigido na etapa de retroprojeção filtrada.

- $\otimes$ é a convolução matemática.

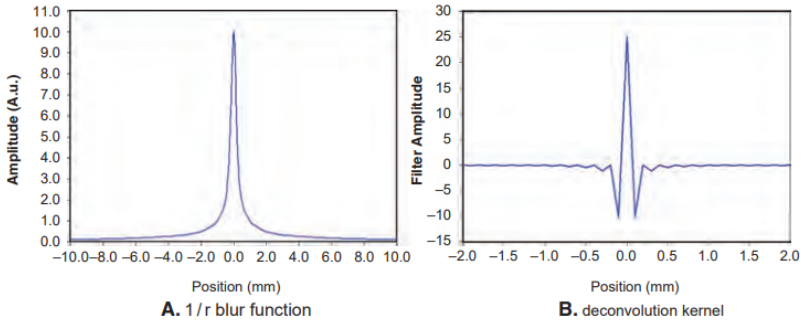


Figura 7 – A) desfoque 1/r. (B) Aplicação do kernel de deconvolução. (BUSHBERG, 2012).

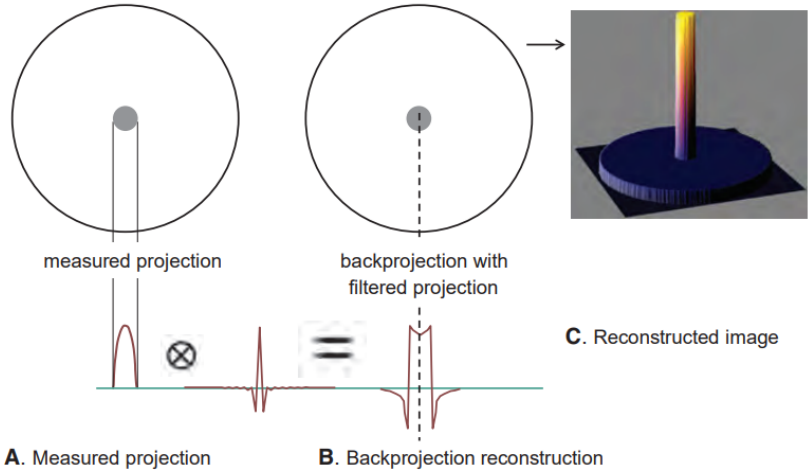


Figura 8 – Imagem reconstruída com a retroprojeção filtrada. (BUSHBERG, 2012).

#### 2.6.2.4 Reconstrução baseada em Fourier

A convolução pode ser efetuada utilizando propriedades da transformada de Fourier, conforme a Equação 2.8 (BUSHBERG, 2012).

$$p'(x) = FT^{-1}\{\ FT[p(x)] \times FT[h(x)]\} \tag{2.8}$$

Onde:

- $FT[]$ é a transformada de Fourier direta.
- $FT^{-1}[]$ é a transformada inversa de Fourier

Apesar de ser matematicamente equivalente à Equação 2.7, a aplicação da transformada de Fourier (Equação 2.8) é mais frequentemente utilizada em tomógrafos comerciais. Na Figura 9 é apresentado o efeito da aplicação de filtros no domínio de frequência.

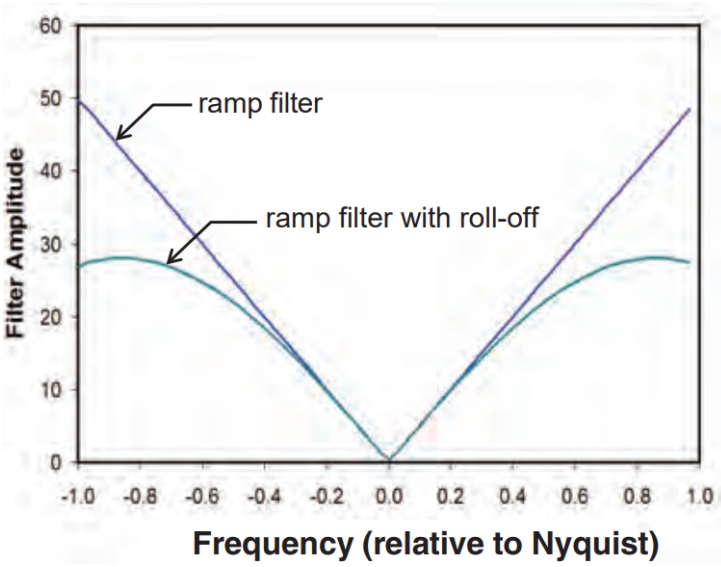


Figura 9 – Gráfico da transformada de Fourier do kernel de deconvolução representado na Figura 2.8.B, conhecido como o filtro "rampa". (BUSHBERG, 2012).

Conforme apresentado na Figura 9, existem dois tipos de filtros, sendo a escolha entre eles determinada pela indicação clínica do exame e pela necessidade predominante, seja ela de maior ou melhor resolução espacial ou resolução de contraste.

O filtro de rampa na retroprojeção filtrada é utilizado para corrigir a borrosidade resultante da retroprojeção simples, conforme ilustrado na Figura 7.A. Esse efeito se traduz como uma dependência 1/f, no domínio de frequência (f). Portanto, parra corrigir uma imagem com a dependência 1/f, multiplica-se a imagem por uma função dependência f (Equação 2.9).

$$H(f) = \alpha \times f \tag{2.9}$$

Onde:

- $H(f)$ é a função de rampa.
- $\alpha$ é um fator de escala
- $f$ é a frequência

Este filtro é eficaz quando a imagem de TC possui um nível mínimo de ruído estatístico nos dados de projeção, isto é, nos dados medidos durante o processo de reconstrução.

No entanto com este filtro obtém-se uma imagem ruidosa e, portanto, inadequada para determinados estudos clínicos.

Para minimizar o ruído, pode-se utilizar um filtro “roll-off”, o qual reduz a componente de alta frequência na imagem. A função específica de roll-off varia de acordo com a indicação clínica. (BUSHBERG, 2012).

### 2.6.3 Número de CT e Escala de Hounsfield

As imagens visualizadas no monitor do computador retratam áreas anatômicas em uma escala de tons de cinza, onde o número de CT (*Computed Tomography*) de cada tecido, expresso em unidades Hounsfield, determinam a intensidade dos tons de cinza. O número de CT é definido por (BUSHONG,1988):

$$N^oCT = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_a}{\mu_a} \tag{2.10}$$

Onde:

- $\mu_x$ é o coeficiente de atenuação linear do material.
- $\mu_a$ é o coeficiente de atenuação linear da água.

Em uma imagem digital, a cada "pixel"é atribuído um número de CT. Ao variar uma unidade na escala de Hounsfield (HU), 0,1% do coeficiente de atenuação linear da água é alterado (BUSHBERG, 2012).

A água é usada como referência porque o seu coeficiente de atenuação é semelhante ao dos tecidos moles e é o componente em maior quantidade no corpo humano. Além disso, a água é um material de fácil obtenção e conhecido por suas propriedades estáveis, o que a torna ideal para calibrar equipamentos de tomografia computadorizada.

Tabela 1 – Valores de unidade Hounsfield (HU) para diferentes tecidos e órgãos.

| **Substância** | **HU** |
|---|---|
| Ar | -1000 |
| Pulmão | -500 |
| Gordura | -100 a -50 |
| Água | 0 |
| Fluido cérebro-espinhal | 15 |
| Rim | 30 |
| Sangue | +30 a +45 |
| Músculo | +10 a +40 |
| Massa cinzenta | +37 a +45 |
| Massa branca | +20 a + 30 |
| Fígado | +40 a +60 |
| Tecidos moles, contraste | +100 a +300 |
| Osso | +700 (osso esponjoso) a +3000 (osso denso) |

Adaptado de: SANTOS, K.C.P. COSTA, C. OLIVEIRA, J.X.

## 2.7 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Para realizar tais cálculos, é preciso empregar um detector do tipo câmara de ionização em formato de lápis, cujo comprimento seja de 100 mm, juntamente com um simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) que apresente um diâmetro de tronco de 32 cm ou uma cabeça com dimensões de 16 cm de diâmetro. Como ilustrado na Figura 10, os simuladores de PMMA exibem uma abertura central e quatro outras distribuídas simetricamente nas extremidades. Para realizar a leitura das medidas é necessário utilizar um eletrômetro.

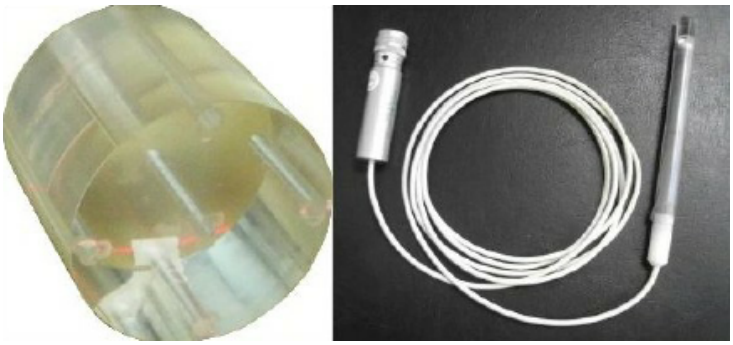

Figura 10 – Simulador de PMMA e câmara de ionização.

### 2.7.1 *Computed Tomography Dose Index* (CTDI)

#### 2.7.1.1 $CTDI_{100}$

Indica a razão entre a integral das contribuições de dose em um único corte D(z), ao longo de uma extensão linear finita (comprimento ativo da câmara de ionização), que se

estende perpendicularmente ao plano do tomógrafo, e o produto da espessura do corte (T) pelo número de cortes durante cada varredura (n). A unidade desta grandeza é miligray (mGy).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT}\int_{-50mm}^{50mm} D(z)dz \tag{2.11}$$

#### 2.7.1.2 $CTDI_{100,ar}$

Essa grandeza permite avaliar o rendimento dos tubos de raios X nos tomógrafos e é particularmente útil para os testes de constância. É expressa em unidade de mGy e pode ser calculada através da Equação 2.12 (EDYVEAN, 1998):

$$CTDI_{100,ar} = R.f_c.f_{t,p}.\frac{L}{T}.8,76.10^{-3} \tag{2.12}$$

Onde:

- $R$ é a leitura da exposição no eletrômetro obtida em mR.
- $f_c$ é o fator de calibração da câmara de ionização tipo lápis.
- $8,76.10^{-3}$ é o fator de conversão de exposição para dose absorvida no ar na unidade de mGy.
- $f_{t,p}$ é o fator de conversão de temperatura e pressão, obtido por meio de: $f_{t,p} = \frac{760(273+t)}{295p}$, onde p é a pressão atmosférica (mm.Hg) e t é a temperatura ambiente dada em °C.
- L é o comprimento ativo da câmara de ionização (100mm).
- T é a espessura nominal de corte, em milímetros.

#### 2.7.1.3 Índice de dose ponderado ($CTDI_w$)

O $CTDI_w$ representa a dose média em um único corte, considerando uma redução linear da dose medida no simulador ao longo da direção radial, indo da superfície em direção ao centro do simulador (LEITZ, et al. 1995).

O $CTDI_w$ é expresso conforme a Equação 2.13, em unidades de mGy:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \tag{2.13}$$

Onde:

- $CTDI_{100,c}$ é o índice de dose no centro do simulador.
- $CTDI_{100,p}$ é o índice de dose na periferia do simulador.

#### 2.7.1.4 $CTDI_{vol}$

O índice de dose volumétrico $CTDI_{vol}$ é um parâmetro definido para aquisições helicoidais, conforme indica a Equação 2.14. Quando o fator de avanço da mesa (pitch) é equivalente a um, o $CTDI_{vol}$ é igual ao $CTDI_w$.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \tag{2.14}$$

### 2.7.2 Produto de Dose de Comprimento (DLP)

O DLP também é calculado utilizando um simulador de dosimetria padrão para cabeça e corpo. O produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura oferece a quantidade de radiação e a exposição total durante um procedimento (EUR 16262, 1999; SHRIMPTON, 2000). Sua unidade de medida envolve a dose absorvida no ar multiplicada pelo comprimento de varredura (mGy.cm). Pode ser obtido tanto para varredura axial quanto para helicoidal, ambos em unidade de mGy.cm:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w.T.N.C \qquad (Axial) \tag{2.15}$$

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w.T.A.t \qquad (Helicoidal) \tag{2.16}$$

Onde:

- ${}_nCTDI_w$ é o índice de dose ponderado normalizado.
- $T$ é a espessura de corte (cm).
- N é o número de cortes irradiados.
- C é a leitura da exposição medida em mR.
- A é a corrente do tubo, em mA.
- t é o tempo total de irradiação, em segundos.

## 2.8 RISCO ATRIBUÍVEL AO LONGO DA VIDA (LAR)

Com o propósito de avaliar a probabilidade de indução de câncer radioinduzido em decorrência da dose absorvida nos órgãos durante o exame de tomografia computadorizada de tórax, foram empregados os dados provenientes do relatório *Biologic Effects of Ionizing Radiation VII* (BEIR VII) [8], publicado pelo *National Research Council* nos Estados Unidos da América. Os valores utilizados para a quantificação desse risco são determinados em função do sexo, idade e órgão exposto à radiação ionizante, fundamentando-se em estudos epidemiológicos conduzidos em populações expostas à radiação, como aquelas

provenientes de eventos como explosões nucleares e acidentes nucleares com reatores. Importante ressaltar que tais estimativas não são adaptadas exclusivamente à população brasileira, embora sirvam como base para o cálculo dos riscos de radioindução de câncer.

O risco indução de câncer em um órgão específico é expresso como "risco atribuível", pois reflete o excesso de casos da doença entre o grupo exposto em comparação com o grupo não exposto ao longo de um período de acompanhamento e pode ser calculado através da Equação 2.17.

$$LAR = \frac{D_{absorvida,orgao}(mGy)}{100} LAR_{10} \tag{2.17}$$

Onde:

- $D_{absorvida,orgao}$ é a dose absorvida no órgão, em mGy.
- $LAR_{10}$ é a estimativa de risco do relatório BEIR VII para uma dose única de 10 mGy por 100.000 indivíduos de 18 a 65 anos.

## 2.9 DOENÇA DO CORONAVÍRUS 2019: COVID-19

O vírus SARS-CoV-2, identificado pela primeira vez em Wuhan, China, no final de dezembro de 2019, é o agente etiológico responsável pela doença do Coronavírus 2019 (COVID-19). A propagação da doença atingiu dimensões globais, levando a Organização Mundial de Saúde (OMS) a declarar, em janeiro de 2020, uma emergência de saúde pública internacional. Em março do mesmo ano, a OMS elevou o status para uma pandemia. Após três anos desde o surgimento, com mais de 700 milhões de casos de COVID-19 e aproximadamente 7 milhões de mortes em todo o mundo, a condição de emergência de saúde pública internacional foi revogada em maio de 2023 [9].

O período de incubação do vírus é, em média, de 4 a 5 dias, sendo o período máximo de 14 dias. Os principais sintomas incluem tosse, astenia, mialgia, dispneia, secreção respiratória, perda de paladar e/ou olfato. A manifestação clínica da COVID-19 pode variar desde casos leves a moderados, caracterizados por uma "síndrome gripal"e sintomas leves, sem a exigência de oxigenioterapia ou internação hospitalar até uma condição crítica, caracterizada por falência respiratória, demandando ventilação mecânica (VM), além de choque séptico e disfunção múltipla de órgãos. Ademais, existem pacientes classificados clinicamente como assintomáticos, os quais foram infectados, mas não apresentaram sintomas da doença [10].

As complicações associadas à doença do coronavírus 2019 podem ser agravadas por condições pré-existentes nos pacientes, bem como pela idade. Entre os grupos de risco, incluem-se os idosos e indivíduos com doença cardiovascular, diabetes mellitus, hipertensão arterial sistêmica (HAS), doença pulmonar crônica, doença renal crônica e neoplasias.

### 2.9.1 Diagnóstico da COVID-19

O diagnóstico da doença é realizado por meio da técnica de reação em cadeia da polimerase com transcrição reversa (RT-PCR), especialmente quando o paciente apresenta sintomas e possui um histórico que sugere infecção por COVID-19. Este teste de diagnóstico é considerado o padrão ouro para COVID-19 e é realizado a partir de amostras coletadas da região do trato respiratório superior (nasofaringe e orofaringe) e, sempre que possível, das vias respiratórias (escarro, aspirado traqueal ou lavado broncoalveolar) [11]. Adicionalmente, um exame de tomografia computadorizada de tórax pode ser solicitado para avaliar possíveis anomalias pulmonares em pacientes afetados pela doença [12].

## 2.10 PROTOCOLOS DE EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX: COVID-19

Nos casos em que o exame de tomografia computadorizada de tórax seja justificado, recomenda-se utilizar um protocolo de baixa dose e uma técnica de alta resolução. É preferível realizar o exame sem o uso de contraste e em fase única, embora o contraste intravenoso possa ser administrado em situações que envolvam histórico de embolia pulmonar. Sempre que possível, o exame deve ser feito com apneia inspiratória, cobrindo a extensão completa do pulmão, desde o ápice até a base.

Dada as condições dos pacientes, como falta de ar ou tosse, aconselha-se a adoção de protocolos de varredura rápida, utilizando um tempo de rotação do gantry de no máximo 0,5 s e valores de pitch superiores a 1. Essa técnica visa evitar artefatos de movimento em pacientes incapazes de reter a respiração durante a aquisição da imagem, reduzindo a probabilidade de repetição do exame [13].

Embora não haja níveis de referência específicos para tomografia computadorizada (TC) de tórax específicos para indicação clínica de COVID-19, estudos sugerem que, para pacientes de estatura pequena ou média, o valor do $CTDI_{vol}$ deve ser inferior a 3 mGy. Recomenda-se também utilizar protocolos de ultra baixa dose para a detecção de lesões de COVID-19 e o seguimento do paciente, reduzindo assim a probabilidade de ocorrer efeitos estocásticos, especialmente em pacientes pediátricos, jovens e gestantes [14, 15].

# 3 MATERIAIS E MÉTODOS

As medidas foram realizadas no setor de tomografia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF). Os dados demográficos dos pacientes submetidos ao teste de RT-PCR para COVID-19 foram obtidos na plataforma MEDTRACK de armazenamento de dados do serviço e registrados de forma anonimizada.

As informações sobre o protocolo de exposição para TC de tórax durante a pandemia foram obtidas diretamente com os técnicos em radiologia presentes no hospital. Para a determinação da dose absorvida em órgãos, dados demográficos e parâmetros do relatório de dose dos pacientes foram anotados e anonimizados.

## 3.1 MATERIAIS

### 3.1.1 Tomógrafo Toshiba Aquilion 64

Para este estudo, foram coletados dados dos exames realizados no tomógrafo Toshiba Aquilion 64 (Figura 11). A Tabela 2 reúne características do equipamento disponibilizadas pelo fabricante [16, 17], o qual segue os padrões da *International Electrotechnical Commission* (IEC), e é capaz de realizar detecção de contraste a uma taxa de 12 frames por segundo e utiliza um software para remover o ruído quântico.

Tabela 2 – Características do Tomógrafo Toshiba Aquilion 64

| **Modelo do tomógrafo** | **Toshiba Aquilion 64** |
|---|---|
| Ano de fabricação | 2008 |
| Modelo do tubo de raios-X | CXB-750C/D |
| Corrente máxima | 522 mA |
| Dimensões das distâncias focais do tubo | 1,6 × 1,4 × 0,9 × 0,8 |
| Número de canais | 64 |
| Dimensão da linha de detectores | 0,5 mm × 64 |

### 3.1.2 Plataforma MEDTRACK

É uma plataforma destinada a profissionais de saúde e pacientes, oferecendo uma solução abrangente de gerenciamento de informações de saúde. Possibilita que as instituições tenham uma visão completa das informações de saúde do paciente, incluindo seu histórico médico e outros dados clínicos.

Figura 11 – Tomógrafo Computadorizado Toshiba Aquilion 64. Retirada de: *Prizmed Imaging.*

## 3.2 MÉTODOS

### 3.2.1 Levantamento de dados de pacientes com suspeita e confirmação de COVID-19

Foram registrados dados demográficos dos pacientes, os resultados dos testes RT-PCR para coronavírus 2019, o período de internação devido às complicações da doença, e a quantidade de TC de tórax realizadas desde o momento da suspeita até a alta do paciente, armazenados na plataforma MEDTRACK. A coleta de dados dos 151 pacientes avaliados abrange o intervalo temporal entre os anos de 2020 e 2022.

### 3.2.2 Levantamento de parâmetros técnicos de TC de tórax e $CTDI_{vol}$

Como a plataforma MEDTRACK não inclui o relatório de dose dos exames, os parâmetros técnicos, os dados demográficos e os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP foram coletados durante os exames de tomografia dos pacientes.

A amostra analisada consistiu em 57 exames de pacientes adultos submetidos à tomografia computadorizada de tórax. Este grupo específico será designado como "grupo controle de dose", uma vez que os dados deste grupo permitirão estimar as doses absorvidas nos órgãos decorrentes deste exame.

Conforme informado pelos técnicos do serviço, ao longo da pandemia, os protocolos utilizados na TC de tórax não sofreram alterações, independentemente dos pacientes estarem ou não infectados pelo COVID-19. Portanto, as doses absorvidas analisadas neste

estudo forneceram uma estimativa das doses absorvidas pelos pacientes afetados pela COVID-19.

### 3.2.3 Estimativa da dose absorvida em órgãos da região torácica – NCICT

Para obter os valores de dose absorvida, empregou-se o software NCICT, o qual utiliza os parâmetros técnicos, os valores de $CTDI_{vol}$ e os dados demográficos dos pacientes para realizar a simulação.

O software NCICT é um sistema de dosimetria do *National Cancer Institute* que utiliza simulação Monte Carlo para o cálculo das doses absorvidas em órgãos e da dose efetiva. Este incorpora uma biblioteca de *phantoms* adultos e pediátricos da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). O programa pode ser executado em computadores pessoais, sem necessidade de conexão com a internet para que seja possível fornecer os dados dos pacientes e os parâmetros técnicos do exame de TC ao servidor central.

### 3.2.4 Estimativa do LAR para câncer em órgãos da região torácica

Neste trabalho, o cálculo do LAR para câncer no pulmão, mama e tireoide foi realizado conforme a Equação 2.17 da seção 2.8. Para isso, foi considerado a dose absorvida média nos órgãos independente do sexo em 1 TC de tórax e considerando a faixa etária de 18 a 65 anos tanto para homens quanto para mulheres.

# 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

## 4.1 DADOS DEMOGRÁFICOS DOS PACIENTES ANALISADOS

Durante a coleta de dados, foram analisados dois grupos distintos de pacientes: aqueles com suspeita ou confirmação de COVID-19, cujos dados foram extraídos da plataforma MEDTRACK, e os pacientes acompanhados durante a realização de exames de tomografia computadorizada de tórax, designados como o "grupo controle de dose". Os dados demográficos de ambos os grupos estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Dados demográficos de ambos grupos analisados.

| **Características** | **Grupo controle de dose, N = 57[1]** | **MEDTRACK, N = 151[1]** | **Valor de p [2]** |
|---|---|---|---|
| Sexo | | | **0,003** |
| F | 38 (67%) | 66 (44%) | |
| M | 19 (33%) | 85 (56%) | |
| Idade (anos) | 63 (59, 73) | 64 (50, 72) | 0,3 |
| IMC >25 | | | 0,4 |
| Sim | 19 (33%) | 61 (40%) | |
| Não | 38 (67%) | 90 (60%) | |

[1] n (%); Mediana (IQR).

[2] Teste Qui-Quadrado de Pearson, teste Wilcoxon para duas amostras.

Considerando um intervalo de confiança de 95% observa-se uma diferença estatisticamente significativa entre o número de pacientes do sexo feminino (F) e masculino (M) nos dois grupos (p=0,003).

Entretanto, a mediana encontrada foi de 63 anos para o grupo controle de dose e 64 anos para o grupo MEDTRACK (p = 0,3). Além disso, em ambos os grupos, aproximadamente 60% dos pacientes analisados apresentaram um Índice de Massa Corporal (IMC) superior a 25 (p = 0,4), caracterizando-os como pacientes em condição de sobrepeso [18]. Dessa maneira, observa-se que não existem diferenças estatisticamente significativas ($p > 0{,}05$) entre os dois grupos em relação à idade e ao IMC.

### 4.1.1 Análise de dados de pacientes – plataforma MEDTRACK

Na Tabela 4 são apresentados os dados extraídos da plataforma MEDTRACK, sendo discriminados de acordo com a confirmação ou não da doença do coronavírus 2019 e considerando o intervalo de confiança de 95%

O IMC dos pacientes que testaram positivo para a doença apresenta diferenças significativas em comparação com os pacientes que testaram negativo (p=0,002). A mediana

Tabela 4 – Dados demográficos do público com suspeita ou confirmação de COVID-19.

| **Características** | **Confirmação de COVID-19 (RT-PCR)** | | **Valor de p [2]** |
|---|---|---|---|
| | **Não, N = 38 [1]** | **Sim, N = 113 [1]** | |
| Sexo | | | 0,4 |
| F | 19 (50%) | 47 (42%) | |
| M | 19 (50%) | 66 (58%) | |
| Idade (anos) | 65 (49, 72) | 63 (51, 72) | 0,8 |
| Óbito por COVID-19 | | | **<0,001** |
| Não | 38 (100%) | 70 (62%) | |
| Sim | 0 (0%) | 43 (38%) | |
| Massa (kg) | 64 (54, 75) | 78 (65, 90) | **<0,001** |
| IMC | 24 (21, 28) | 28 (24, 34) | **0,002** |
| Condição de sobrepreso (IMC >25) | | | **<0,001** |
| Não | 24 (63%) | 37 (33%) | |
| Sim | 14 (37%) | 76 (67%) | |
| Condição de risco para COVID-10 | | | 0,075 |
| Sem risco | 12 (32%) | 60 (53%) | |
| Baixo risco | 15 (39%) | 27 (24%) | |
| Médio risco | 7 (18%) | 20 (18%) | |
| Elevado risco | 4 (11%) | 6 (5,3%) | |
| Quantidade de TC de tórax | | | 0,11 |
| 0 | 18 (47%) | 29 (26%) | |
| 1 | 15 (39%) | 62 (55%) | |
| 2 | 3 (7,9%) | 14 (12%) | |
| 3 | 2 (5,3%) | 8 (7,1%) | |
| Internação por COVID-19 (dias) | 0 (0, 0) | 15 (10, 25) | **<0,001** |

[1] Mediana (IQR); n (%).
[2] Teste Qui-Quadrado de Pearson; teste Wilcoxon para duas amostras; teste de Fisher.

está centrada no valor de IMC = 28, indicando que a maioria dos pacientes com COVID-19 apresentavam sobrepeso.

Estudos indicam que o IMC acima de 25 pode afetar a resposta imunológica e um nível de metainflamação que possivelmente está associado a casos graves de COVID-19 [19]. Consequentemente, estes pacientes devem possuir um tempo médio de internação superior àquela de pacientes com IMC inferior a 25 (Figura 12).

No entanto, após a realização do teste t de Welch para amostras independentes, observa-se que, apesar de a mediana de dias internados ser maior para os pacientes com sobrepeso, não há diferença estatisticamente significativa entre as médias de dias de internação para ambos os grupos de pacientes (p = 0,07). Este resultado sugere que, embora a condição de sobrepeso seja identificada como um fator de complicação para a COVID-19, há outros

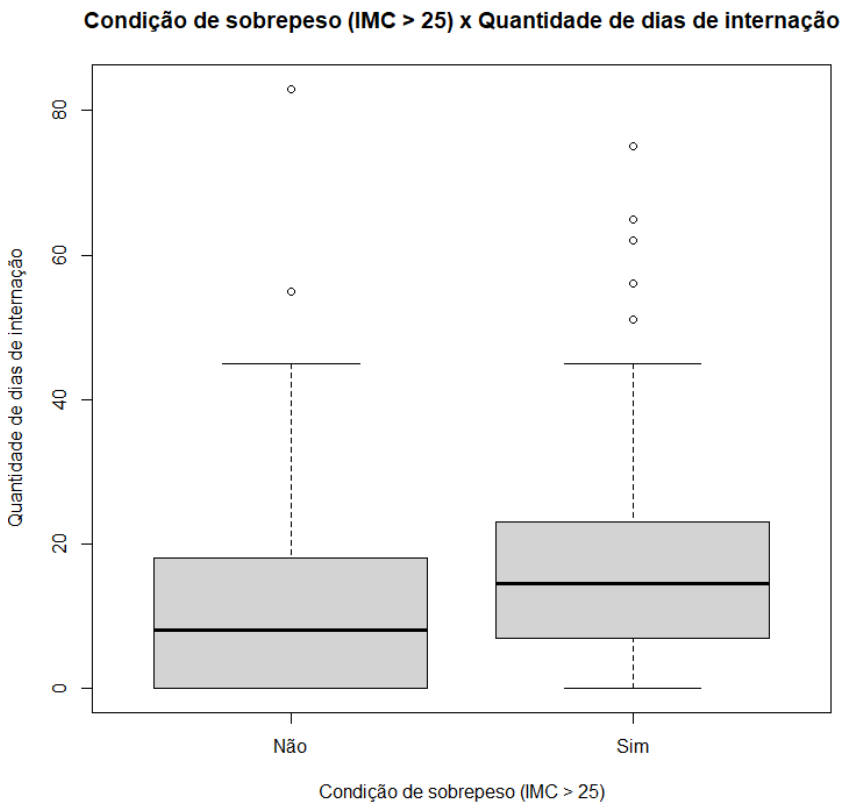


Figura 12 – Relação entre a condição de sobrepeso e o número de dias de internação.

elementos e comorbidades que podem exercer influência sobre a evolução clínica desses pacientes.

Com o objetivo de examinar a possível associação entre as condições de risco e o número de dias de internação, foi elaborado o gráfico representado na Figura 13. Ao conduzir a análise de variância (ANOVA) com um intervalo de confiança de 95% e comparando as médias pelo método *Tukey Contrasts*, os resultados indicaram que não há diferença estatisticamente significativa na média de dias internados entre os grupos de baixo risco, médio risco, elevado risco e o grupo sem risco aparente. Ou seja, para todas as comparações par a par, o valor estatístico de $p > 0{,}05$.

Apesar da realização do teste RT-PCR e da obtenção de resultados negativos, 41% dos pacientes realizaram pelo menos uma tomografia computadorizada (TC) para confirmação da COVID-19. Adicionalmente, 8% desses pacientes foram submetidos a duas tomografias, e 5% dos 38 pacientes com resultados negativos no RT-PCR realizaram três TCs de tórax, todos com prescrição clínica indicativa para a avaliação da COVID-19 (Figura 14). Esses dados mostram que a TC de tórax foi realizada como um meio complementar para investigação até mesmo quando o resultado dos testes foram concluídos, positiva ou negativamente.

Conforme evidenciado na Tabela 4, observa-se que não há diferença estatisticamente

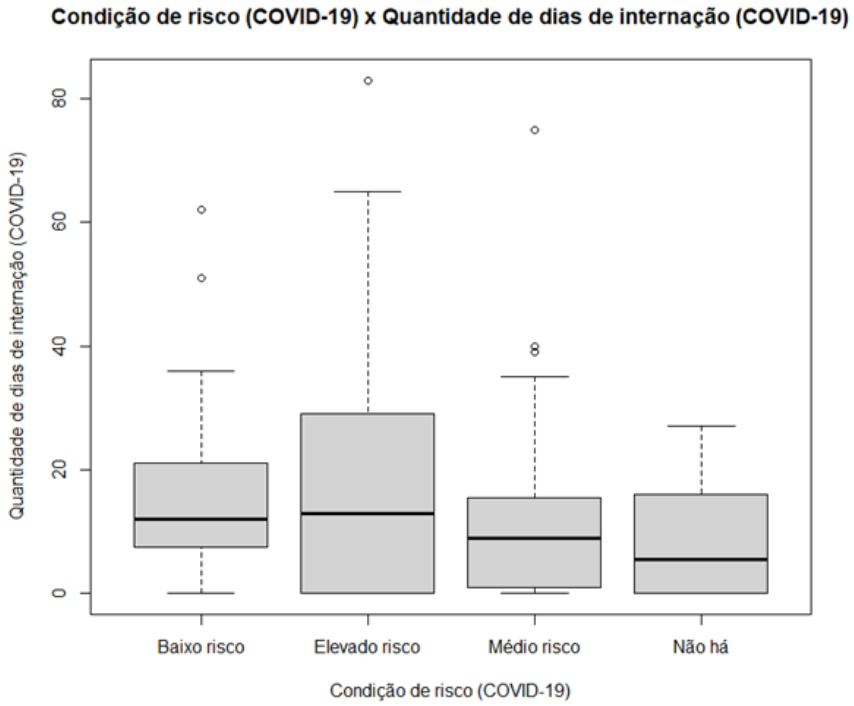


Figura 13 – Correlação entre a condição de risco para a doença do coronavírus 2019 com o número de dias de internação.

significativa na quantidade de exames de tomografia realizados para pacientes confirmados ou negativados para COVID-19. Esses resultados sugerem que, nos casos em que os pacientes apresentavam sinais clínicos, independentemente da confirmação da doença, os profissionais de saúde procediam com investigações adicionais utilizando a tomografia computadorizada de tórax. O objetivo dessa abordagem era compreender a origem dos sintomas e descartar a possibilidade de um falso negativo no teste RT-PCR.

### 4.1.2 Análise de dados de pacientes – grupo controle de dose

No setor de tomografia do HUCFF, o protocolo de exposição do exame de tomografia computadorizada de tórax varia principalmente com o IMC dos pacientes. Na Tabela 5 pode-se observar a correlação entre os parâmetros técnicos diferenciados pela condição de sobrepeso dos pacientes (IMC acima ou abaixo de 25), considerando um intervalo de confiança de 95%

Para todos os exames realizados, os parâmetros de kV, pitch e tempo de rotação foram mantidos constantes em 120 kV, 1 e 0,5 segundos, respectivamente, independentemente do sexo, idade e condição de sobrepeso dos pacientes. Com exceção do pitch, a não alteração dos valores de tensão e tempo de rotação está em concordância com os parâmetros recomendados para um protocolo de tórax de rotina conforme as diretrizes da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) em *Adult Routine Chest CT Protocols*

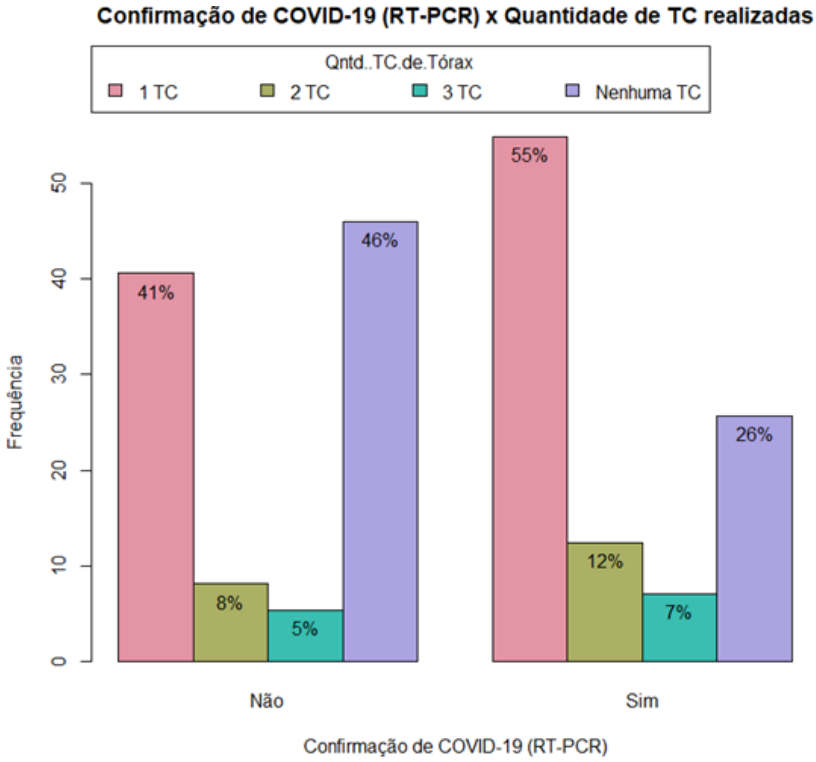


Figura 14 – Relação entre o resultado dos testes de COVID-19 e a quantidade de TC de tórax realizadas desde o momento da suspeita da doença até o momento de alta ou óbito.

*Version 2.1, 2016.*

Entretanto, é importante observar que, de acordo com a condição do paciente, especialmente se este apresentar dificuldades significativas para realizar a apneia, o pitch deveria ser ajustado para um valor superior a 1. No entanto, a qualidade da imagem seria comprometida. Para otimizar o exame, foi escolhido um pitch sem sobreposição e um tempo baixo de rotação possibilitando realizar os exames de forma mais rápida.

Verifica-se também que apesar de ser possível ajustar a tensão para 135 kV em pacientes considerados grandes (90-150 kg), esta foi mantida constante (120 kV) nos exames acompanhados.

Os valores de mA e comprimento de varredura foram ajustados para cada procedimento. No entanto, independente do IMC, a média desses valores nos exames de indivíduos não apresentou significância estatística ($p > 0{,}05$).

Em relação ao $CTDI_{vol}$ e DLP, observaram-se diferenças estatisticamente significativas ($p < 0{,}05$) entre os pacientes com IMC acima e abaixo de 25. Conforme esperado, os valores destas grandezas para os pacientes com IMC normal foram inferiores aos observados nos pacientes com IMC $> 25$, indicando que as variações nos parâmetros de mA e comprimento de varredura têm impacto direto nos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP.

A Figura 15 apresenta a variação dos valores de $CTDI_{vol}$ nos exames de TC de tórax,

Tabela 5 – Dados demográficos do grupo controle de dose e os parâmetros de técnica empregados na TC de tórax.

| **Características** | **IMC >25** | | **Valor de p [2]** |
|---|---|---|---|
| | **Não, N = 19 [1]** | **Sim, N = 38 [1]** | |
| Sexo | | | 0,010 |
| F | 17 (89%) | 21 (55%) | |
| M | 2 (11%) | 17 (45%) | |
| Idade (anos) | 64 (63, 74) | 62 (58, 69) | 0,2 |
| Pitch | | | |
| 1 | 19 (100%) | 38 (100%) | |
| kV | | | |
| 120 | 19 (100%) | 38 (100%) | |
| Tempo de rotação (segundos) | | | |
| 0,5 | 19 (100%) | 38 (100%) | |
| mA | 150 (130, 200) | 226 (150, 375) | 0,073 |
| Comprimento de varredura (milímetros) | 312 (300, 344) | 339 (304, 631) | 0,2 |
| $CTDI_{vol}$ (mGy) | 10,0 (9,2, 12,4) | 12,5 (11,0, 15,2) | **0,014** |
| DLP (mGy.cm) | 348 (273, 439) | 459 (389, 583) | **0,002** |

[1] Mediana (IQR); n (%).
[2] Teste Qui-Quadrado de Pearson; teste Wilcoxon para duas amostras; teste de Fisher.

com uma média de 13 mGy e um desvio padrão de 5 mGy.

Em relação aos valores de DLP (mGy.cm), a dispersão desses valores é representada na Figura 16, sendo que a média e o desvio padrão correspondem a 506 e 236 mGy.cm, respectivamente.

Durante uma semana na rotina do HUCFF, observou-se uma modificação no protocolo de exposição, no qual, independentemente da altura, peso e sexo dos pacientes, todos os exames foram realizados utilizando 500 mA. Consequentemente, para sete dos 57 pacientes analisados o valor de $CTDI_{vol}$ foi de 21,2 mGy, o qual está acima do valor esperado para um exame de tórax, estando dentro da faixa esperada para um exame de abdômen/pélvis em um paciente padrão,com peso entre 70 e 90 kg e altura entre 1,50 e 2,00 metros (*AAPM, 2015. Adult Routine Abdomen/Pelvis CT Protocols Version 1.1*). Devido às diferenças no comprimento de varredura, o DLP variou entre 420 e 1006,8 mGy.cm. Estes dados foram mantidos neste estudo pois demonstram o aumento nas doses devido a alteração do protocolo no período de uma semana. Na Tabela 6 são apresentados os dados de $CTDI_{vol}$ e DLP obtidos neste estudo e de publicações internacionais.

Todos os valores apresentados na Tabela 6 são provenientes de protocolos de TC de tórax empregados durante a pandemia, específicos para COVID-19. Observa-se que, ao considerar o desvio padrão dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, os valores publicados são

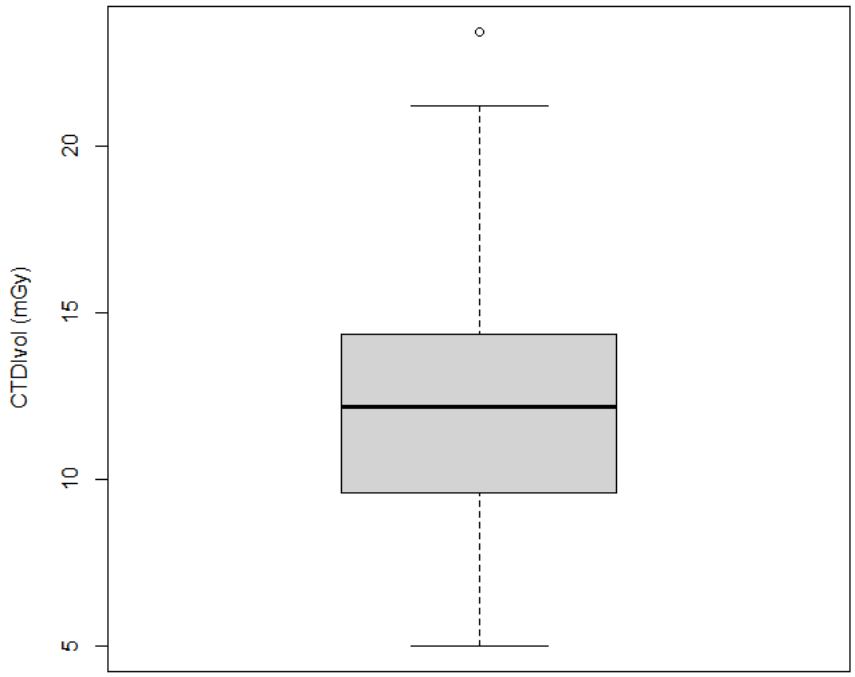


Figura 15 – Dispersão dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy).

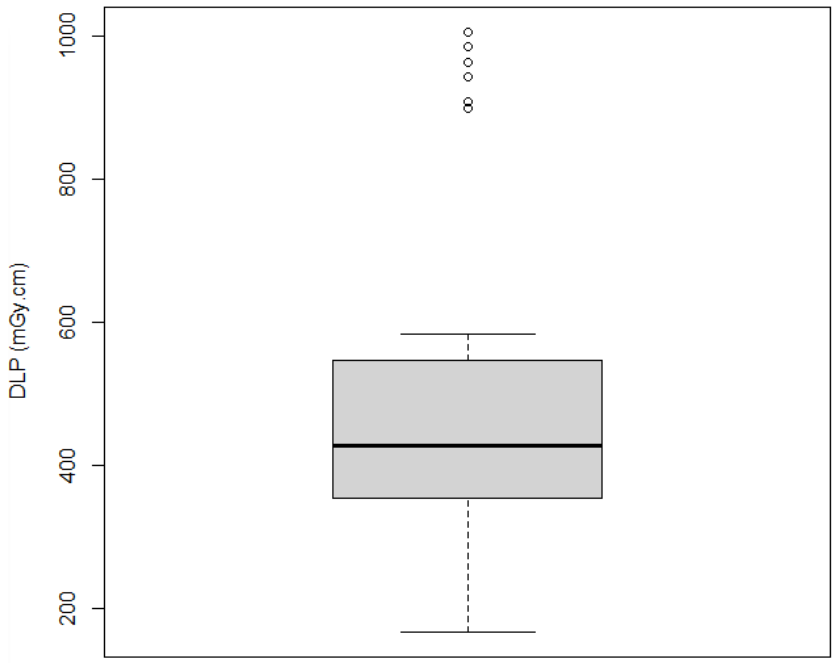


Figura 16 – Dispersão dos valores de DLP (mGy.cm).

similares aos obtidos neste estudo.

Em um estudo realizado no Iraque [22], o qual utiliza o mesmo tomógrafo disponível no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, a média dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP

Tabela 6 – Relatório de doses de radiação em TC de tórax em diferentes estudos.

| **País/Estudos** | $CTDI_{vol}$ **(mGy)** **(Média ± Desvio padrão)** | **DLP (mGy.cm)** **(Média ± Desvio padrão)** |
|---|---|---|
| Este estudo | 13 ± 5 | 506 ± 236 |
| Irã: Tabatabaei et al., 2020. [20] | 13 ± 3 | 413 ± 92 |
| China: Li et al., 2020. [21] | 11 ± 2 | 361 ± 53 |
| Iraque: Iskander Ali et al., 2021. [22] | 17 ± 2 | 502 ± 123 |

foi superior aos encontrados no presente estudo. No entanto, os resultados apresentados em ambos os estudos estão de acordo com o esperado para uma TC de tórax realizada no Toshiba Aquilion 64 para um paciente padrão (AAPM, 2016).

Durante o acompanhamento dos exames de tomografia computadorizada de tórax do HUCFF, observou-se uma variação na operação do tomógrafo, realizada por diferentes técnicos de radiologia. Apenas alguns profissionais optavam por utilizar o sistema de modulação de corrente. Dessa forma, os diferentes protocolos adotados durante a realização dos exames resultaram em variações na média dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, mesmo para pacientes aproximadamente do mesmo tamanho e peso.

Adicionalmente, destaca-se que 67% dos pacientes incluídos na análise são classificados como pacientes em sobrepeso. Conforme apresentado na Tabela 5, os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP são mais elevados em pacientes com IMC $> 25$. Portanto, a média dos valores apresentados neste estudo foi influenciada pela predominância desse grupo específico de pacientes.

## 4.2 DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DA REGIÃO TORÁCICA

Utilizando o software NCICT foi possível determinar as doses absorvidas em órgãos da região torácica, como mama, parede do coração, pulmão, esôfago e tireoide de pacientes acompanhados durante seus exames de TC de tórax – grupo controle de dose (Figura 17).

Um estudo similar conduzido no Instituto de Radiologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad) [23] obteve um valor de dose absorvida no pulmão em pacientes adultos de 13,24 mGy. Este valor é aproximadamente 17% menor que o valor obtido neste estudo (Tabela 7). Considerando o desvio padrão da dose absorvida no presente estudo, os valores são similares.

A Figura 18 apresenta a comparação das doses absorvidas na mama e no pulmão deste estudo com o estudo realizado por Angel e colaboradores (2009), o qual utilizou simulação de Monte Carlo para estimar as doses absorvidas [24].

Ao realizar o teste t de Welch, identificou-se uma diferença estatisticamente significativa entre a média dos valores de dose absorvida no pulmão e mama para ambos os estudos

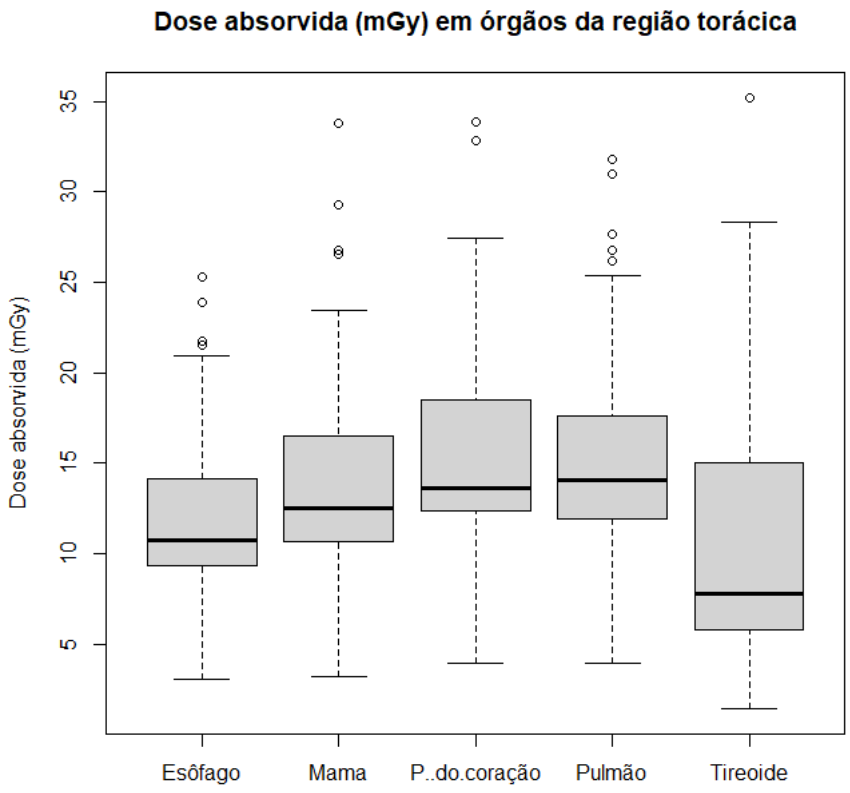


Figura 17 – Comparação dos valores de dose absorvida nos órgãos da região torácica através do software NCICT.

Tabela 7 – Dose absorvida em órgãos da região torácica para o grupo controle de dose do HUCFF.

| **Órgão** | **Dose absorvida (mGy) (Média ± Desvio padrão)** |
|---|---|
| Mama | 15 ± 7 |
| Parede do coração | 16 ± 7 |
| Pulmão | 16 ± 7 |
| Esôfago | 13 ± 5 |
| Tireoide | 11 ± 8 |

representados na Figura 18 ($p < 0{,}05$), considerando um intervalo de confiança de 95% . A dose absorvida média na mama e no pulmão obtida por Angel e colaboradores (2009) são respectivamente 26% e 41% superiores aos obtidos neste estudo.

A Tabela 8 apresenta os valores de dose absorvida nos distintos órgãos da região torácica para ambos os sexos, levando em consideração que o número de pacientes em condição de sobrepeso difere entre os sexos ($p < 0{,}05$). Ressalta-se que apenas os valores de mA e do comprimento de varredura foram variados nos exames e que não há diferença estatisticamente significativa entre as médias destes valores para pacientes femininos e masculinos.

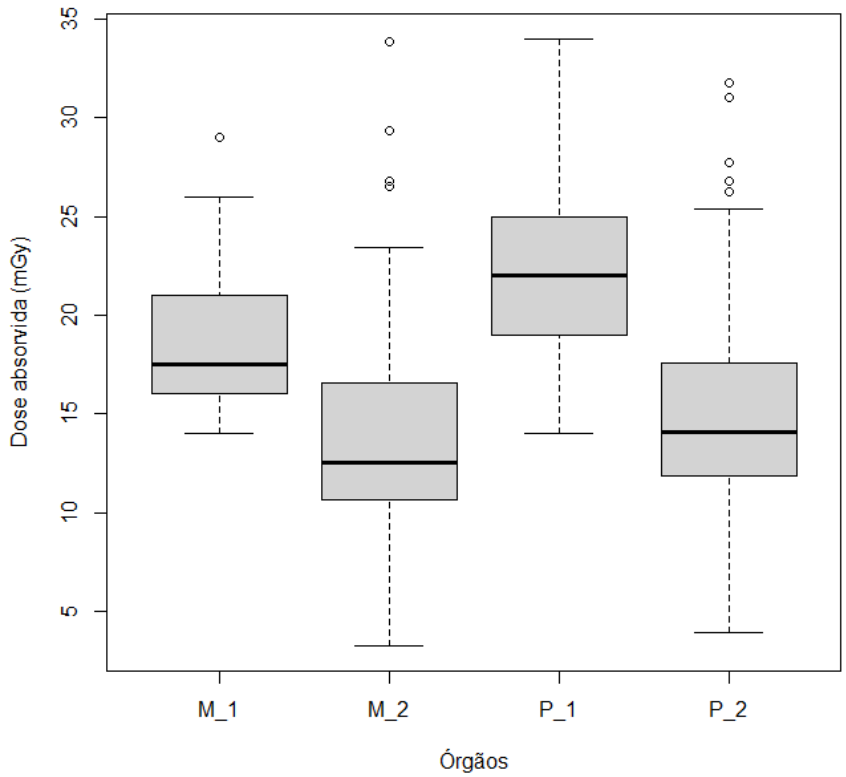


Figura 18 – Comparação dos valores de dose absorvida na mama (M) e pulmão (P) entre dois diferentes estudos, onde 1 representa o estudo publicado por Angel e colaboradores (2009) e 2 representa os dados do estudo no HUCFF.

Conforme relatado pelos técnicos em radiologia, o mA é ajustado de acordo com o IMC do paciente. Dado que não há diferença significativa na condição de sobrepeso entre homens e mulheres ($p > 0{,}05$), a média do mA utilizado também não apresenta diferença entre ambos os sexos.

Para as doses absorvidas no pulmão, parede do coração e esôfago, não há diferença estatística entre as médias dos valores de dose absorvida para os diferentes sexos ($p > 0{,}05$), ao considerar um intervalo de confiança de 95% . No entanto, as doses absorvidas na mama e na tireoide são menores em mulheres do que em homens ($p < 0{,}001$). Resultado similar foi obtido por Lee e colaboradores (2011) com simuladores antropomórficos e utilizando simulação de Monte Carlo para estimar a dose em órgãos [25]. No entanto, os valores encontrados foram 65% e 56% menores que os das doses absorvidas na mama e tireoide por homens, e 52% e 35% inferiores às doses absorvidas nessas regiões por mulheres em relação aos resultados deste estudo.

Durante o acompanhamento dos procedimentos de tomografia computadorizada de tórax, foi observado que, durante a etapa de planejamento da imagem torácica do paciente, os profissionais técnicos frequentemente tendem a estender a extremidade superior da área de imagem do tórax em direção a uma região próxima à tireoide. Tal prática visa assegurar

Tabela 8 – Comparação das doses absorvidas em órgãos entre os sexos, considerando os parâmetros de técnica do exame de TC de tórax.

| **Características** | **Sexo** | | **Valor de p [2]** |
|---|---|---|---|
| | **F, N = 38 [1]** | **M, N = 19 [1]** | |
| Idade (anos) | 66 (59,74) | 60 (59,67) | 0,2 |
| Condição de sobrepeso (IMC >25) | | | 0,010 |
| Não | 17 (45%) | 2 (11%) | |
| Sim | 21 (55%) | 17 (89%) | |
| Pitch | | | |
| 1 | 38 (100%) | 19 (100%) | |
| kV | | | |
| 120 | 38 (100%) | 19 (100%) | |
| Tempo de rotação (segundos) | | | |
| 0,5 | 38 (100%) | 19 (100%) | |
| mA | 157 (150, 242) | 236 (175, 453) | 0,094 |
| Comprimento de varredura (milímetros) | 323 (304, 360) | 352 (303, 364) | 0,4 |
| $CTDI_{vol}$ (mGy) | 11,3 (9,3, 12,4) | 12,7 (12,5, 21,2) | **0,003** |
| DLP (mGy.cm) | 399 (343, 497) | 447 (416, 741) | **0,039** |
| Dose absorvida (mGy) em órgãos: | | | |
| Mama | 11 (10, 13) | 15 (13, 27) | **<0,001** |
| Pulmão | 14 (12,15) | 14 (12, 25) | 0,4 |
| Parede do coração | 14 (12,16) | 15 (13, 27) | 0,12 |
| Esôfago | 10,6 (9,4, 12,1) | 11,8 (9,3, 19,8) | 0,3 |
| Tireoide | 7 (4, 10) | 15 (8, 18) | **<0,001** |
| Dose efetiva (mSv) | 7,5 (6,5, 8,7) | 8,2 (6,2, 14,6) | 0,3 |

[1] Mediana (IQR); n (%).
[2] Teste Wilcoxon para duas amostras; teste Qui-Quadrado de Pearson.

que a imagem abranja integralmente a região torácica. Este procedimento pode resultar em uma elevação da dose absorvida na tireoide.

## 4.3 DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DA REGIÃO TORÁCICA – PACIENTES COM SUSPEITA OU CONFIRMAÇÃO DE COVID-19

Considerando que os parâmetros técnicos dos exames de tomografia computadorizada de tórax permanecem inalterados para os pacientes na presença ou ausência de COVID-19, exceto quando o paciente se encontra em condição de sobrepeso, os valores de dose absorvida média em órgãos dos pacientes pertencentes ao grupo de controle de dose (Tabela 7) foram atribuídas aos pacientes com suspeita e confirmação de COVID-19.

## 4.4 RISCO ATRIBUÍVEL AO LONGO DA VIDA (LAR)

Com o propósito de determinar o risco atribuível ao longo da vida de desenvolver câncer decorrente da exposição à radiação ionizante em exames de tomografia computadorizada de tórax realizados rotineiramente em indivíduos com suspeita ou confirmação de COVID-19, o LAR foi calculado com base na Tabela 12D-3 do relatório BEIR VII [8] e utilizando a Equação 2.17, disponível na Seção 2.8.

Tabela 9 – LAR para incidência de câncer devido à exposição a uma TC de tórax.

| **Órgão** | **LAR para câncer em mulheres [1]** | **LAR para câncer em homens [1]** |
|---|---|---|
| Mama | 117 | - |
| Pulmão | 181 | 93 |
| Tireoide | 18 | 4 |
| [1] Número de casos de câncer por 100.000 pessoas expostas a 10 mGy por ano com idades entre 18 a 64 anos. | | |

Com base na dose absorvida na mama de 15 mGy, estima-se que aproximadamente 117 em cada 100.000 mulheres possuem risco aumentado de desenvolver câncer de mama radioinduzido em relação às mulheres não expostas.

Simultaneamente, considerando a dose absorvida no pulmão de 16 mGy, a estimativa aponta que cerca de 0,181% do total de mulheres expostas possuem o risco aumentado de desenvolver câncer de pulmão se comparado às mulheres não expostas. Para homens expostos à mesma dose no pulmão, projeta-se que 0,093% dos homens expostos podem desenvolver a doença.

Considerando a dose absorvida de 11 mGy na tireoide, estima-se que 0,018% das mulheres expostas podem manifestar câncer radioinduzido de tireoide, enquanto 0,004% dos homens expostos à radiação poderão desenvolver a doença.

Esta estimativa está em concordância com o modelo linear sem limiar, o qual postula a ausência de um nível seguro ou isento de riscos em exposições à radiação. Nesse sentido, toda exposição, independentemente de sua magnitude, é considerada como contribuindo proporcionalmente ao risco, sem um ponto abaixo do qual a exposição seria considerada livre de riscos. Assim, na ausência de alterações no protocolo, a segunda exposição ao exame de tomografia computadorizada de tórax resultaria em uma duplicação da dose absorvida média nos órgãos da região torácica, acompanhada de um aumento proporcional no risco de indução de câncer. Mantendo novamente o protocolo de exposição, a terceira exposição ampliaria ainda mais o risco de câncer radioinduzido nesses pacientes.

Adicionalmente, cabe ressaltar que o conjunto de indivíduos submetidos à análise apresenta um número limitado de pacientes, de maneira que a generalização destes resultados para fins de estudo epidemiológico se torna impraticável. Ademais, é preciso reiterar que a exposição à radiação pode potencializar o risco de radioindução de câncer, contudo, esse aumento de risco não implica que os pacientes sujeitos à exposição desenvolverão

a patologia, mas significa que a probabilidade de ocorrência, ao considerar a incidência normal da doença em pacientes não expostos, é ampliada.

# 5 CONCLUSÃO

A avaliação da frequência de exames de tomografia computadorizada de tórax realizados por cada paciente com suspeita ou diagnóstico confirmado da doença do COVID-19 mostrou que apenas 31% deles não foram submetidos à TC de tórax, 51% realizaram uma TC, 11% realizaram duas tomografias de tórax e 7% realizaram até 3 exames, todos com indicação clínica para a doença.

Durante o acompanhamento dos exames de TC de tórax, foi observado que a maioria dos parâmetros de exposição permaneceram constantes independentemente das características físicas dos pacientes, com exceção dos valores de mA e do comprimento de varredura, que variaram de 102 mA a 500 mA e de 137,5 mm a 414 mm, respectivamente. Apesar das variações destes parâmetros não serem significativas estatisticamente entre ambos os sexos, estas influenciaram diretamente nos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, sendo superior 23% e 19% para o sexo masculino, respectivamente ($p < 0{,}05$).

As doses absorvidas na mama e na tireoide foram menores em mulheres do que em homens ($p < 0{,}001$). No entanto, as doses no pulmão, esôfago e parede do coração não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os sexos.

No serviço de radiologia pertencente ao estudo, os protocolos de TC de tórax aplicados durante a pandemia foram os mesmos utilizados na rotina clínica. Desta forma, foi possível estimar as doses absorvidas nos órgãos da região torácica dos pacientes cujos dados foram coletados pela plataforma MEDTRACK, apesar da ausência do relatório de dose de seus exames. Nesse sentido, a média e o desvio padrão das doses absorvidas obtidas em cada órgão analisado foram atribuídos aos pacientes com COVID-19.

O LAR para câncer de mama foi estimado apenas para mulheres, uma vez que o $LAR_{10}$ foi disponibilizado no BEIR VII exclusivamente para o sexo feminino. Os resultados mostraram que 117 em cada 100.000 mulheres expostas à dose absorvida de 15 mGy na mama poderão desenvolver câncer de mama nos próximos anos. Adicionalmente, para a mesma dose absorvida na tireoide e pulmão, as mulheres apresentam um risco mais elevado de desenvolver câncer nesses órgãos em comparação aos homens, sendo 49% maior para o câncer de pulmão e 78% para o câncer na tireoide. É importante ressaltar que os riscos identificados neste estudo não podem ser generalizados para a população brasileira, uma vez que o relatório BEIR VII se fundamenta nas circunstâncias de indivíduos que sobreviveram a explosões nucleares, acidentes com reatores nucleares e outras formas de exposição. Caso seja efetuado um ajuste para as características nacionais, os resultados do risco atribuível ao longo da vida podem diferir dos resultados apresentados neste estudo.

Com o objetivo de minimizar os riscos decorrentes da exposição à radiação, é necessário implementar um protocolo de baixa dose para pacientes com COVID-19. Tal protocolo inclui a condução do exame com um valor máximo de 100 mAs, um pitch igual ou superior

a 1, e a utilização do controle automático de exposição, de modo a assegurar que o $CTDI_{vol}$ permaneça abaixo de 3 mGy. Este valor representa uma redução de 77% em relação à média identificada no presente estudo. Isso garante que, mesmo em casos nos quais múltiplas tomografias computadorizadas (TC) de tórax são necessárias, as doses nos órgãos permaneçam inferiores se comparadas à aplicação de um protocolo de exposição padrão, conforme indicam estudos internacionais [27, 28].

Uma limitação do presente estudo foi a ausência de relatórios de doses dos exames de tomografia computadorizada realizados em pacientes com suspeita ou diagnóstico de COVID-19 no período compreendido entre os anos de 2020 e 2022. Os dados relativos às doses e os parâmetros de exposição não foram inseridos na plataforma MEDTRACK, o que impossibilitou a realização do cálculo das doses absorvidas. Como o protocolo de TC de tórax para pacientes com COVID-19 ou suspeita é o mesmo da rotina, os parâmetros de exposição foram obtidos durante o acompanhamento de exames do denominado "grupo controle de dose", possibilitando assim determinar as doses absorvidas nos órgãos por meio do software NCICT.

Considerando o cenário atual, declarado pela OMS como fora de emergência para a COVID-19, espera-se que a TC de tórax não seja mais o principal meio de diagnóstico, sendo totalmente substituída pelo teste RT-PCR. Entretanto, em casos nos quais pacientes testaram negativo para a doença, mas persiste a suspeita de um falso negativo e há a necessidade de uma investigação mais aprofundada com imagens, é aconselhável considerar alternativas de exames com menor exposição à radiação, tal como a radiografia convencional.

Em estudos futuros, pretende-se avaliar as doses absorvidas em órgãos utilizando um simulador antropomórfico e dosímetros termoluminescentes. Essa abordagem possibilitará a comparação das doses absorvidas nos órgãos da região torácica com os dados estimados com o software NCICT.

## REFERÊNCIAS

[1] Fehr, A. R.; Perlman, S. Coronavírus: uma visão geral de sua replicação e patogênese. Methods Mol Biol, v. 1282, p. 1-3, 2015.

[2] Fleischner Society. O papel da imagem torácica no manejo de pacientes durante a pandemia de COVID-19: uma declaração de consenso multinacional da Fleischner Society G.D. R., Departamento de Radiologia, Escola de Medicina da Universidade Duke.

[3] Dalah, E. Z. et al. Cumulative lifetime attributed risks for patients subjected to contrast enhanced chest CT examinations. Radiation Physics and Chemistry, v. 189, 2021, 109710. https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109710.

[4] Organização Mundial da Saúde (OMS). COVID-19 Dashboard. Disponível em:https://data.who.int/. Acesso em: [18/12/2023].

[5] Kalender, W. A. Tomografia computadorizada: fundamentos, tecnologia de sistema, qualidade de imagem, aplicações. John Wiley e Sons, 2011.

[6] Gnannt, R. et al. Seleção automatizada de potencial de tubo para TC torácica e abdominal padrão em pacientes de seguimento com câncer testicular: comparação com potencialde tubo fixo. Eur Radiol, v. 22, p. 1937-45, 2012.

[7] Paul, J. F. Angiografia coronariana de TC de 64 cortes adaptada individualmente com base nos valores de atenuação pré-contraste, usando diferentes configurações de kVp e corrente do tubo: avaliação da qualidade da imagem. Int J Cardiovasc Imaging, v. 27(suppl), p. 53-9, 2011.

[8] National Research Council. (2006). Riscos à saúde pela exposição a baixos níveis de radiação ionizante: BEIR VII Fase 2. Washington, DC: The National Academies Press.

[9] DISASTER PHILANTHROPY. Covid-19 (Coronavírus). Disponível em: <https://disasterphilanthropy.org/disasters/covid-19-coronavirus/>. Acesso em: 14 nov. 2023.

[10] DIAS, V. M. C. H. et al. Orientações sobre diagnóstico, tratamento e isolamento de pacientes com COVID-19. J Infect Control, v. 9, n. 2, p. 56-75, 2020.

[11] MENDES, B. S. et al. Covid-19 e Sars. Ulakes Journal of Medicine, v. 1, 2020.

[12] Chung, M. et al. Características de imagem da TC do coronavírus novel de 2019 (2019-nCoV). Radiology, 2020.

[13] Kalra, M. K. et al. Prática e protocolos de TC torácica para COVID-19 a partir da perspectiva de gerenciamento de dose de radiação. Eur Radiol, v. 30, p. 6554-6560,

2020. https://doi.org/10.1007/s00330-020-07034-x.

[14] Hamper, C. M. et al. TC torácica submilisievert em pacientes com COVID-19 - experiências de um centro alemão de nível I. Eur J Radiol Open, v. 7, 2020, 100283. doi: 10.1016/j.ejro.2020.100283.

[15] Samir, A. et al. Protocolo de TC torácica ultra-baixa dose durante a segunda onda da pandemia de COVID-19: um estudo prospectivo duplo-cego em 250 pacientes para avaliar sua precisão de detecção. Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine, v. 52, 2021, 136. https://doi.org/10.1186/s43055-021-00512-2.

[16] BC Technical. Aquilion-64.(25 de novembro de 2023) Disponível em: https://www.bctechnical.com/systems/aquilion-64/.

[17] PrizMED Imaging. (25 de novembro de 2023). Aluguel do Toshiba Aquilion-64. Disponível em: https://prizmedimaging.com/products/rental-toshiba-aquilion-64/.

[18] Programa Saúde Fácil. (25 de novembro de 2023). Calculadora de IMC. Disponível em: https://programasaudefacil.com.br/calculadora-de-imc.

[19] DOE, J. COVID-19 e Obesidade: Uma Análise Epidemiológica dos Dados Brasileiros. Revista Brasileira de Epidemiologia, v. 25, n. 3, p. 345-358, 2023. DOI: 10.1234/rbe.2023.456789.

[20] Tabatabaei, S. M. H. et al. Um protocolo de TC torácica de baixa dose para o diagnóstico da pneumonia por COVID-19: um estudo prospectivo. Emerg Radiol, 2020, 27, 607–615.

[21] Li, J. et al. Aplicação de CareDose 4D combinado com a tecnologia Karl 3D na tomografia computadorizada de baixa dose para o acompanhamento da COVID-19. BMC Med Imaging, 2020, 20, 1–6.

[22] AZIZ, Iskander Ali; KEITEB, Aysar Sabah; JAFFAR, Amal Faisal. Estimativas de riscos de dose de radiação associados a exames comuns de tomografia computadorizada do tórax em algumas províncias iraquianas. Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation, v. 32, p. 3, [s.d.]. Acesso em: [26 dez. 2023].

[23] GIANSANTE, Louise et al. Avaliação de doses em órgãos para procedimentos de tomografia computadorizada do tórax com dosímetros TL: comparação com simulações de Monte Carlo. Journal of Applied Clinical Medical Physics, v. 20, n. 1, p. 308-320, 2019.

[24] ANGEL, Erin et al. Dose to Radiosensitive Organs During Routine Chest CT: Effects of Tube Current Modulation. AJR. American Journal of Roentgenology, v. 193, n. 5, p. 1340, 2009.

[25] LEE, Choonsik et al. Organ doses for reference adult male and female undergoing

computed tomography estimated by Monte Carlo simulations . Medical Physics, v. 38, n. 3, p. 1196-1206, 2011.

[26] R PROJECT. The R Project for Statistical Computing. Disponível em: https://www.r- project.org/. Acesso em: 26 dez. 2023.

[27] Zhu X, Yu J, Huang Z. Low-dose chest CT: optimizing radiation protection for patients. AJR Am J Roentgenol. 2004 Sep;183(3):809-16. DOI: 10.2214/ajr.183.3.1830809. PMID: 15333374.

[28] PANDYA, Radhika H. et al. Desenvolvimento e implementação de um protocolo otimizado de tomografia computadorizada do tórax em COVID-19: um audit clínico. Journal of Family Medicine and Primary Care, v. 11, n. 7, p. 3705, 2022.