



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
**INSTITUTO DE FÍSICA**  
**GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

**MOARA SOUZA DIAS PINHEIRO**

**Estimativa de dose efetiva em exames de tomografia computadorizada para  
pacientes do sexo feminino**

Uberlândia  
2022

MOARA SOUZA DIAS PINHEIRO

**Estimativa de dose efetiva em exames de tomografia computadorizada para  
pacientes do sexo feminino**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Física Médica.

Área de concentração: Física Médica

Orientador: Prof. Dra. Ana Claudia Patrocinio

Uberlândia

2022

*Dedico esse trabalho aos meus pais, Suzélia Divina de Souza e Morandir Divino Dias.*

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a Deus por me dar forças e sabedoria nos momentos de maiores dificuldades que enfrentei.

Eu dedico e agradeço aos meus pais, Suzélia Divina de Souza e Morandir Divino Dias por terem me apoiado desde o momento que decidi que seguiria para a Graduação em Física Médica, por terem me passado todos os ensinamentos e educação que hoje coloco em prática em todos os setores da minha vida.

À minha irmã Naira Souza Dias Pinheiro por sempre estar presente e me apoiar nas grandes decisões.

Aos meus familiares, que mesmo à distância, sempre se mostraram dispostos a ajudar e motivar para eu conseguir concluir a graduação.

Aos meus amigos de Uberlândia por sempre estarem presentes na minha vida, nos piores e melhores momentos.

Às meninas do pensionato que foram e são minha segunda família em Uberlândia, que foram as responsáveis pela minha permanência no primeiro ano do curso.

Aos meus amigos do curso de graduação pelas horas e horas de estudos compartilhados em ambientes da universidade, nos quais dividíamos várias risadas e conhecimentos.

Aos meus amigos da minha cidade natal Piracanjuba-GO, que em um momento delicado de pandemia foram meu refúgio e acolhimento.

À Ana Claudia Patrocínio, minha orientadora, por todos os conhecimentos, experiências, ensinamentos, bom coração, carinho e atenção que fui recebida no Grupo de Imagens Médicas.

Aos colegas do Grupo de Imagens Médicas que me ajudaram na elaboração desse trabalho de conclusão de curso, mesmo que de maneira indireta.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

À Coordenação do curso de Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia.

Aos professores do INFIS, especialmente o professor Diego Merigue da Cunha por ser um excelente profissional e ser humano, sempre disposto a auxiliar seus alunos

E a todos que contribuíram de algum modo na minha graduação, o meu muito obrigada.

## SUMÁRIO

SUMÁRIO.....	VI
RESUMO.....	viii
ABSTRACT .....	ix
LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS .....	11
LISTA DE GRÁFICOS.....	12
1. INTRODUÇÃO .....	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	16
2.1. Radiação e suas classificações.....	16
2.2. Interação dos raios $\gamma$ e X com a matéria.....	17
2.2.1. Efeito coerente ou efeito rayleigh .....	17
2.2.2. Espalhamento incoerente ou efeito compton .....	18
2.2.3. Efeito fotoelétrico.....	20
2.2.4. Coeficiente de atenuação mássico .....	21
2.2.5. Lei de atenuação exponencial .....	22
2.3 Produção de raios X .....	22
2.3.1. Raios X de freamento ou de bremsstrahlung.....	23
2.3.2. Raios X característicos ou de fluorescência .....	24
2.4 Grandezas físicas das radiações .....	25
2.4.1. Grandezas físicas .....	25
2.4.1.1. Exposição .....	26
2.4.1.2. Dose Absorvida.....	26
2.4.1.3 Kerma.....	27
2.4.2. Grandezas de proteção .....	27
2.4.2.1. Dose equivalente.....	27
2.4.2.2. Dose efetiva .....	28
2.5 Efeitos biológicos – classificações .....	30
2.5.1. Efeitos estocásticos.....	30
2.5.2. Efeitos determinísticos .....	30
2.5.3. Efeitos somáticos.....	31
2.5.4. Efeito hereditários .....	31
2.6 <i>Digital imaging and communications in medicine (DICOM)</i> .....	31
2.7 Tomografia Computadorizada.....	32

2.8	CT – Expo.....	33
2.9	X-RayRisk.com .....	33
3.	MATERIAIS E MÉTODOS .....	35
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	40
5.	CONCLUSÃO.....	66
6.	REFEÊNCIAS .....	67

## RESUMO

O uso de raios X na prática clínica se tornou bastante comum. Os principais exames de imagem são: radiografia, tomografia computadorizada (TC), mamografia, etc. Na TC a visualização das estruturas internas é feita por meio de imagens de cortes anatômicos, esse processo chama-se varredura. Nos dois modos de imagem ao atravessar o tecido a ser examinado, os fótons atingem a placa de fósforo ou o receptor de imagem, onde os fótons de raios X são armazenados e processados para gerar a imagem. A quantidade de tomógrafos no Brasil, em 2013, já era suficiente para a quantidade de habitantes no país. A distribuição desses tomógrafos no território nacional é desigual e por isso, é a causa de um aumento no uso excessivo de diagnósticos por imagem. Além do fato de que o número de tomografias tem aumentado devido à disponibilidade dessa tecnologia. Como os raios X são radiações ionizantes, os efeitos biológicos (determinísticos ou estocásticos) são um risco. Os efeitos estocásticos, por exemplo, com o aumento de dose a probabilidade de ocorrência também aumentam. Por isso, a busca por uma menor dose possível é bastante importante. Dessa forma, foram realizadas as estimativas de dose efetivas de exames de tomografias e risco de carcinoma para pacientes do sexo feminino a fim de comparar com uma dose de referência, a qual, é 7mSv. Foram utilizadas nas estimativas 273 imagens, cada imagem de um paciente diferente, de uma base de imagens online chamada BIMCV COVID-19+, das 273 pacientes, 109 obtiveram diagnóstico positivo para COVID-19 e 164 obtiveram diagnóstico negativo. Desse total, 24,18% das pacientes tiveram a dose efetiva excedida do valor de referência igual à 7mSv. Ou seja, 75,18% tiveram a dose inferior à 7mSv. Os maiores fatores de risco são de 6,4%, 5,91%, 11,79% e 5,52%. Sabendo disso, se torna ainda mais evidente a importância de seguir e respeitar o princípio ALARA, utilizar a dose tão baixa quanto razoavelmente exequível.

Palavras-chave: Raios X, Tomografia Computadorizada, Efeitos Estocásticos, COVID-19, Estimativa, Dose Efetiva, Risco.

## **ABSTRACT**

The use of X-rays in clinical practice has become quite common. The main imaging exams are radiography, computed tomography (CT), mammography. In CT the visualization of internal structures is done by imaging anatomical sections, this process is called scanning. In both imaging modes, as the photons pass through the tissue to be examined, they reach the phosphor plate or image receptor, where the X-ray photons are stored and processed to generate the image. The number of CT scanners in Brazil in 2013 was already sufficient for the number of inhabitants in the country. The distribution of these CT scanners in the national territory is uneven, and therefore is the cause of an increase in the overuse of diagnostic imaging. Besides the fact that the number of CT scans has increased due to the availability of this technology. Since X-rays are ionizing radiation, biological effects (deterministic or stochastic) are a risk. Stochastic effects, for example, with increasing dose the probability of occurrence also increases. Therefore, the search for the lowest possible dose is very important. Thus, the estimations of effective dose from CT scans and carcinoma risk for female patients were performed in order to compare with a reference dose, which is 7mSv. A total of 273 images, each image of a different patient, from an online image base called BIMCV COVID-19+ were used in the estimations, of the 273 patients, 109 obtained a positive diagnosis for COVID-19 and 164 obtained a negative diagnosis. Of this total, 24.18% of the patients had their effective dose exceeded the reference value equal to 7mSv. That is, 75.18% had the dose less than 7mSv. The highest risk factors are 6.4%, 5.91%, 11.79%, and 5.52%. Knowing this, it becomes even more evident how important it is to follow and respect the ALARA principle, to use the lowest dose as reasonably achievable.

**Keywords:** X-rays, Computed Tomography, Stochastic Effects, COVID-19, Estimation, Effective Dose, Risk.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do Efeito Coerente ou Efeito Rayleigh.....	18
Figura 2: Representação do Espalhamento Incoerente ou Efeito Compton. ....	19
Figura 3: Representação do Efeito Fotoelétrico. ....	21
Figura 4: Espectro contínuo de raios X emitidos de um tubo, cujo alvo é de W, para três valores diferença de potencial.....	23
Figura 5: Energias de ligação e energias K para diferentes materiais de ânodos ou alvos. ....	24
Figura 6: a) Comportamento ideal de um espectro de raios X de freamento para o tungstênio com 90kV de tensão do tubo; b) um espectro real, com raios X característicos (ângulo do ânodo 20°, com filtração inerente de 1mm Be); c) o espectro com a filtração equivalente para 2,5mm de Al. .....	25
Figura 7: Tags DICOM de uma imagem de TC. ....	32
Figura 8: Captura de Tela da tabela em formato Excel classificado como COVID19_POSI, cujos dados foram retirados da base de dados BIMCVCVID-19+. ....	35
Figura 9: Captura de tela da aplicação do CT-Expo-v.2.5 no Excel. ....	36
Figura 10: Captura de tela da parte de Resultados do CT-Expo-v2.5 no Excel. ....	37
Figura 11: Captura de tela do X-RayRisk.com onde pode-se observar tipos diferentes de exames que podem ser selecionados para a obtenção do risco adicional. ....	39

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de ponderação da radiação, recomendados pela ICRP – 60 (1990) e pela ICRP – 103 (2007) .....	28
Tabela 2: Valores do fator peso do tecido definido na ICRP 26 e ICRP 60 .....	29
Tabela 3: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados com COVID-19, cuja tensão é 110kV. ....	40
Tabela 4: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados com COVID-19, cuja tensão é 130kV. ....	49
Tabela 5: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 80kV.....	52
Tabela 6: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 110kV.....	53
Tabela 7: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 130kV.....	57
Tabela 8: Dados dos exames que excederam o valor de referência igual à 7mSv, contendo a localização de cada dado, o número de séries realizadas, a dose efetiva e o valor adicional de risco causado pela realização dos exames. ....	60

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Representação do mA e da Dose Efetiva graficamente; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	42
Gráfico 2: Representação dos parâmetros Tempo de Exposição e dose efetiva; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.....	43
Gráfico 3: Representação dos parâmetros Largura de colimação total do feixe (mm) e Dose Efetiva; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	44
Gráfico 4: Dados do Alimentação da Mesa por Rotação e Dose Efetiva da tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	45
Gráfico 5: Representação gráfica dos dados: Espessura da fatia e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	46
Gráfico 6: Representação gráfica dos parâmetros Fator de Pitch Espiral e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	47
Gráfico 7: Representação gráfica do Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	48
Gráfico 8: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV. ....	49
Gráfico 9: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 4; pacientes positivos para COVID-19 com 130kV. ....	52
Gráfico 10: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 5; pacientes negativos para COVID-19 com 80kV. ....	53
Gráfico 11: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 6; pacientes negativos para COVID-19 com 110kV. ....	57
Gráfico 12: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 7; pacientes negativos para COVID-19 com 130kV. ....	60
Gráfico 13: Dados dos exames que excederam o valor de referência igual à 7mSv de todas as tabelas citadas anteriormente. ....	63
Gráfico 14: Representação gráfica do número de séries, dose efetiva e valor de risco adicional de carcinoma.....	65

# 1. INTRODUÇÃO

De acordo com o texto publicado pelo Hospital São José, intitulado “A importância dos Exames de Diagnóstico por Imagem”, apenas no século XX o diagnóstico por imagem foi introduzido na área da saúde. Em 1950, com o crescimento de pesquisas na óptica e tecnologia da informação, este setor avançou significativamente (Hospital São José, 2019).

O uso de raios X se tornou muito comum, na prática clínica. Exemplos de exame que usam raios X são: radiografia, tomografia computadorizada (TC), mamografia, etc. Na radiografia, a digital, por exemplo, um feixe de raios catódicos emitidos por uma ampola de raios X atravessa vários tecidos orgânicos até atingir uma placa de circuitos sensíveis aos raios X, originando uma imagem digital, como foi citado no texto “Saiba o que é PACS e DICOM” por Fichel, Marcelo Ortiz (Fichel, s.d.).

Assim como na radiografia, na tomografia computadorizada o contraste da imagem é gerado pelas diferenças de atenuação o feixe de raios X nos tecidos. Com uma maior atenuação a imagem é mais clara, e com menor, mais escura. A TC possibilita a observação das estruturas internas por meio de imagens de cortes anatômicos, esse processo de aquisição de imagem identifica-se como varredura (Mourão, 2018). Já na mamografia, a mama da paciente é posicionada e comprimida na bandeja (em diferentes posições como, craniocaudal, médio lateral, etc) disponibilizado pelo INCA em “Atualização em Mamografia para Técnicos em radiologia” (INCA, 2019). Logo depois os raios X atravessam a mama em direção à placa de fósforo ou ao receptor de imagem (placa eletrônica ou filme mamográfico), onde os fótons de raios X são armazenados e processados para gerar a imagem, como foi definido em “Bases físicas da mamografia” por Rodrigo Menezes Jales (Jales, 2015).

Em 1997, o primeiro tomógrafo foi instalado no Brasil, na cidade de São Paulo (Carvalho, 2007). De acordo com um estudo sobre a distribuições de aparelhos de tomografia computadorizada, em 2013, o Brasil já possuía a quantidade suficiente – sendo ela um (1) tomógrafo para cada 100 mil habitantes (Sistema Único de Saúde, 2002). Porém, no mesmo ano apenas 20,9% da população teve acesso à tomografia. Isso mostra uma desigualdade na distribuição de tomógrafos nas regiões do Brasil (Ferreira, 2021). No estudo realizado por Calil, ele argumenta que a distribuição desigual seja a causa de um aumento, desnecessário, no uso excessivo de diagnóstico por imagem (Calil, 2001). Além do fato de que o número de tomografias tem

aumentado não pela proporção do aumento da população, mas sim, disponibilidade da tecnologia. Levando a considerar que esse aumento na quantidade de procedimentos realizados visa o lucro privado e não a importância de se obter um diagnóstico (Calil, 2001; Loureiro, et al., 2007).

Os raios X são classificados como radiação ionizante, pois, eles possuem energia suficiente para ionizar um átomo. Quando uma partícula ionizante arranca um elétron de um átomo de uma molécula do nosso corpo (Exemplo: DNA), pode-se resultar em algum efeito biológico, como foi definido no livro “Radiação: efeitos, riscos e benefícios” por Emico Okuno (Okuno, Radiação: efeitos, riscos e benefícios, 2018). Segundo o artigo “Controle de riscos à saúde em radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica” por Marcus Vinicius Teixeira Navarro Costa, esses efeitos podem ser classificados de duas formas, quanto ao mecanismo (direto ou indireto) e quanto a natureza (determinística ou estocástica) (Navarro, Leite, Alexandrino, & Costa, 2008).

Os efeitos biológicos determinísticos são causados por uma dose elevada, acima de um limiar. Neles, a quantidade de morte celular é maior que a capacidade de regeneração ou reposição da célula. Já no efeito estocástico não existe um limiar. Entretanto, a probabilidade de um dano à célula aumenta com o acúmulo de doses recebidas ao longo da vida. Contudo, a severidade desse dano independe do aumento da dose, como é explicado no livro de Emico Okuno “Física das Radiações” (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

Dessa forma, a busca por uma menor dose em pacientes que realizam exames de raios X é sempre necessária, como é mostrado no artigo de Helen Warren-Forward chamado “*Optimization of radiographic technique for chest radiography*” (Warren-Forward & Millar, 1995). No trabalho realizado por Jorge Augusto dos Santos Junior, ele realiza um estudo sobre a dose efetiva nos exames de tomografia computadorizada retrospectivo e descritivo, no qual ele obtém que a dose efetiva para exames de tomografia computadorizada de tórax são entre 5-7mSv (dos Santos Junior, JansonNey, & de Souza FonsecaIII, 2020). Assim como, no trabalho de A. Abdullah denominado “*Comparison of Computed Tomography Dose Reporting Software*” as doses para TC de tórax estavam entre 11mSv – 13mSv para dose efetiva em pacientes do sexo feminino (Abdullah, Sun, Pongnapang, & Ng, 2012), já no levantamento feito por Fred A. Mettler denominado “*Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog*” a média de dose efetiva para exames de TC de tórax foi de 7mSv. Porém, foi encontrado na literatura valores entre 4 – 18mSv no mesmo trabalho (Mettler, Huda, Yoshizumi, & Mahesh, 2008).

Deve-se considerar que alguns estudos que estimam a dose estocástica em mulheres que realizam mamografia durante o período recomendado, na maioria, não consideram na estimativa a probabilidade da dose recebida na mama por outros exames de imagens. Porém, com a pandemia do COVID-19, muitas mulheres, mundo afora, foram submetidas a radiografias de tórax e TC de tórax, uma vez a doença atinge principalmente os pulmões.

Diante da importância de estimar doses efetivas em exames de imagem que utilizam radiação ionizante, este trabalho tem o objetivo de estimar e avaliar a dose efetiva de exames de tomografia computadorizada de pacientes do sexo feminino adultas.

### **Objetivo específico**

Avaliar a dose efetiva recebida por mulheres no exame de tórax e se há um aumento na probabilidade de ocorrer efeitos estocásticos. Visto que, além da dose que as mulheres recebem de exames rotineiros de diagnóstico por imagem (como radiografia de tórax e TC de tórax), há também a dose recebida por exames de mamografia para mulheres com mais de 49 anos, com sua realização sendo recomendada a cada 2 anos segundo as indicações do INCA (Facina, 2016).

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Radiação e suas classificações

Radiação é definida como qualquer um dos processos físicos em que há a emissão e a propagação de energia. Ela pode ser classificada como radiação eletromagnética ou corpuscular (Attix, 2008; Dance, 2019). Na radiação eletromagnética estão incluídas a luz visível, infravermelho e ultravioleta, assim como, os raios X e raios  $\gamma$ . A radiação eletromagnética é caracterizada pelo seu comprimento de onda ( $\lambda$ ), amplitude, frequência ( $\nu$ ) e velocidade. O comprimento de onda para os raios X é expresso em nanômetros e sua frequência é expressa em Hertz. A energia de cada fóton é dada pela Equação 1 (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Attix, 2008).

$$E = h\nu \quad \text{Equação 1}$$

Onde o  $h$  é a constante de Planck igual a  $6,63 \times 10^{-34} J \cdot s$  ou  $4,14 \times 10^{-15} eV \cdot s$  (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

Já na radiação corpuscular temos os elétrons, pósitrons, prótons e nêutrons. Para o diagnóstico por imagem, o elétron é o único corpúsculo com o qual é necessária uma preocupação. O qual possui massa igual à  $9,109 \times 10^{-31}$  e possui sua energia equivalente à  $511 keV$ , ambas de repouso (Dance, 2019).

A radiação também pode ser classificada de acordo com o seu poder de ionizar um átomo. Podem ser separadas em dois grupos: as ionizantes e não ionizantes. As radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficientemente alta para ionizar um determinado átomo, elas são classificadas como diretamente ionizantes e indiretamente ionizantes. As diretamente ionizantes possuem carga, nesse grupo se encontram as partículas alfa e beta. As indiretamente ionizantes são aquelas que não possuem carga, as quais são os raios X e raios  $\gamma$ . Radiações não ionizantes não possuem energia para ionizar o átomo (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). A energia para ionizar um átomo varia de elemento para elemento atômico ou molecular, por exemplo: a água é de  $12,6eV$ , o hélio é  $24,5eV$  (Dance, 2019).

## **2.2. Interação dos raios $\gamma$ e X com a matéria**

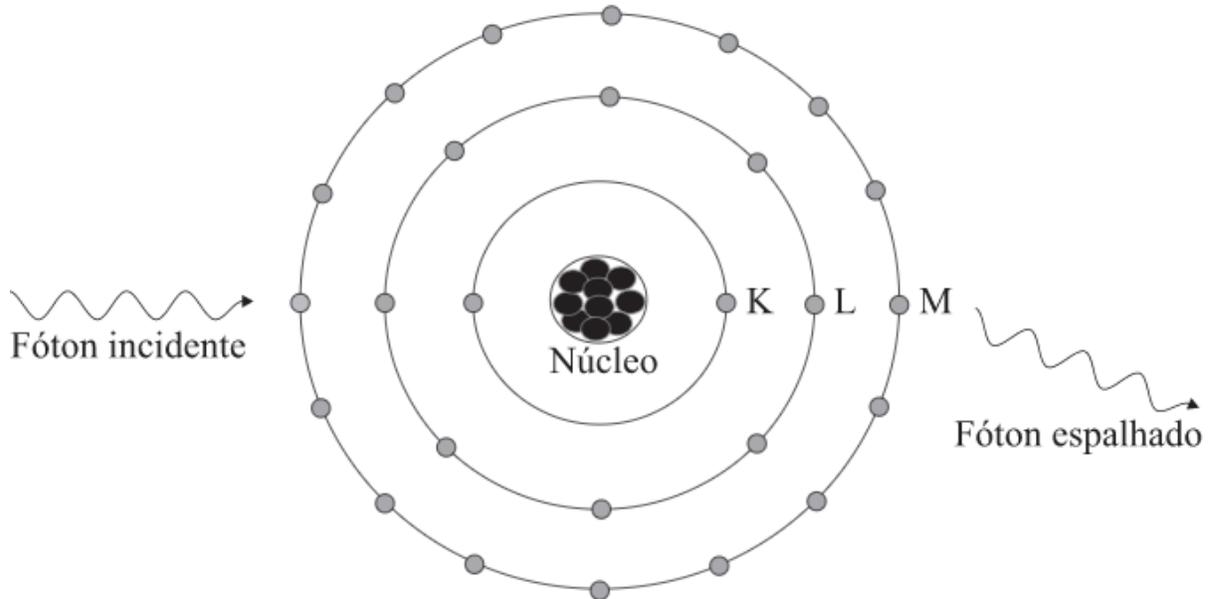
Logo que fótons penetram em algum meio material as interações deles com a matéria ocorrem, ou seja, processos em que a energia e ou direção da radiação é alterada (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). Geralmente com fótons podem levar à nenhuma, uma e até mesmo algumas interações e sua atenuação decresce exponencialmente com a espessura do meio material com o qual o feixe interage (Dance, 2019; Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Esse processo é aleatório, com isso, não é possível saber quando acontecerá apenas sua probabilidade de ocorrência é determinada. A probabilidade de ocorrência é chamada de seção de choque da radiação em um dado material (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

Seção de choque ( $\sigma$ ) possui dimensões de área, e é interpretada como a área de interação que cada átomo do alvo apresenta para o feixe. Ou seja, se essa área for atingida ocorre a reação (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). O  $\sigma$  é a probabilidade de uma reação ou de uma interação ocorrer (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Na radiologia diagnóstica possui como interações mais importantes o espalhamento coerente, o espalhamento incoerente e o efeito fotoelétrico (Attix, 2008).

### **2.2.1. Efeito coerente ou efeito Rayleigh**

O efeito coerente é uma interação do fóton com um elétron orbitalmente ligado, ou seja, com o átomo como um todo (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Podgoršak, 2006). Essa reação possui características elásticas, com isso, o fóton praticamente não perde energia e é espalhado por um ângulo bem pequeno (Podgoršak, 2006). A pequena parcela de energia transferida é apenas aquela necessária para garantir o recuo do átomo para a conservação de momento no processo (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Sabendo disso, com a Figura 1 é possível observar o comportamento do efeito.

Figura 1 - Representação do Efeito Coerente ou Efeito Rayleigh.



Fonte: Jeferson Barbosa Marque (Marques, 2020).

O Efeito Rayleigh tem um papel somente no coeficiente de atenuação e não possui influência no coeficiente de transferência de energia (Podgoršak, 2006). A frequência de ocorrência desse efeito é dependente do número atômico do átomo ( $Z$ ) e da energia do fóton incidente. Na Equação 2 pode-se observar o comportamento da seção de choque atômica do efeito Rayleigh:

$${}_a\sigma_{coe} \propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^2 \quad \text{Equação 2}$$

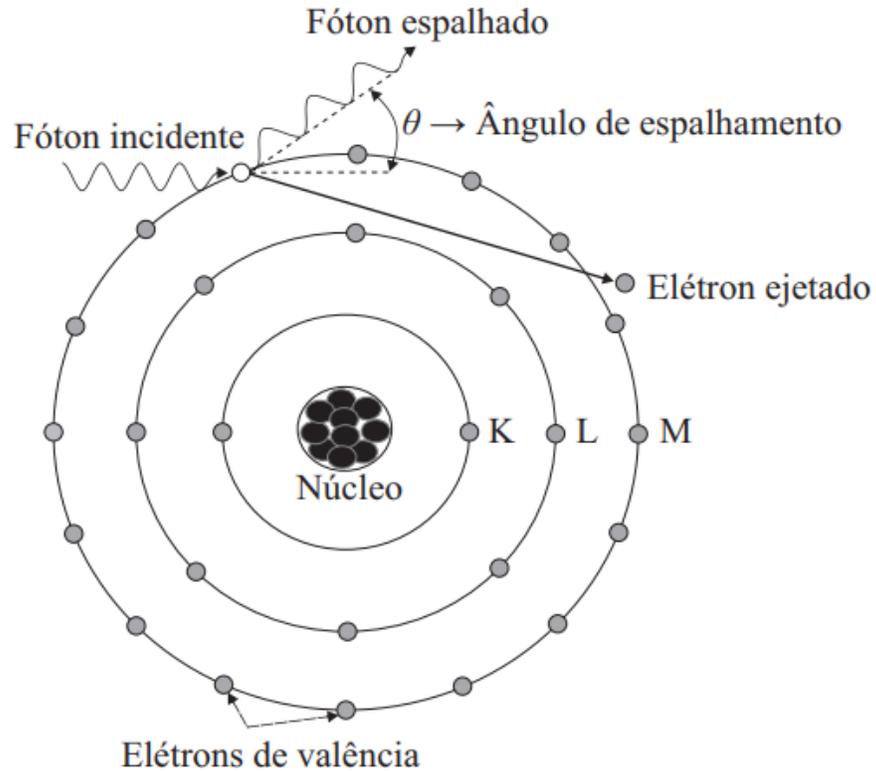
Chega-se à conclusão de que, para baixas energias e um valor alto de  $Z$ , o efeito tem mais probabilidade de acontecer. Quando possui um  $h\nu$  baixo os ângulos de espalhamento são maiores (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

### 2.2.2. Espalhamento incoerente ou efeito Compton

O Espalhamento Incoerente ou Efeito Compton acontece quando um fóton com energia igual à  $h\nu$  alcança determinado material perde parte de sua energia devido às interações com o meio e fótons, com energia menor que o incidente, emergem desse material em várias direções

(Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Na Figura 2 é possível observar um esquema de como acontece o efeito.

Figura 2: Representação do Espalhamento Incoerente ou Efeito Compton.



Fonte: Jeferson Barbosa Marques (Marques, 2020), 2020.

O fóton incidente colide com um elétron presente na última camada eletrônica, fracamente ligado, em repouso no material. Esse elétron recebe parte da energia do fóton, o qual é espalhado com um ângulo  $\theta$ . A energia desse fóton é dada pela Equação 3 (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003):

$$E'_{\gamma} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad \text{Equação 3}$$

Onde  $E'_{\gamma}$  é a energia do fóton espalhado, o qual depende da energia do fóton incidente  $E_{\gamma}$  e do ângulo de espalhamento  $\theta$ . O fóton espalhado possui energia máxima quando  $\theta = 0^{\circ}$  e mínima quando  $\theta = 180^{\circ}$  (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

A seção de choque por elétron para o Efeito Compton possui dependência com as energias dos fótons incidente e espalhado e do ângulo de espalhamento, e é dada por (Attix, 2008; Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016):

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega_\varphi} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{hv'}{hv}\right)^2 \left(\frac{hv}{hv'} + \frac{hv'}{hv} - \text{sen}^2\theta\right) \quad \text{Equação 4}$$

Também é importante obter a seção de choque atômica ou por átomo, porque os meios materiais são compostos por átomos. Para isso, para o efeito Compton, existe uma aproximação válida quando a energia dos fótons é muito superior à energia de ligação dos elétrons, basta multiplicar a seção de choque por elétron pelo número atômico do material  $Z$ , resultando em:

$${}_a\sigma = Z_e\sigma \quad \text{Equação 5}$$

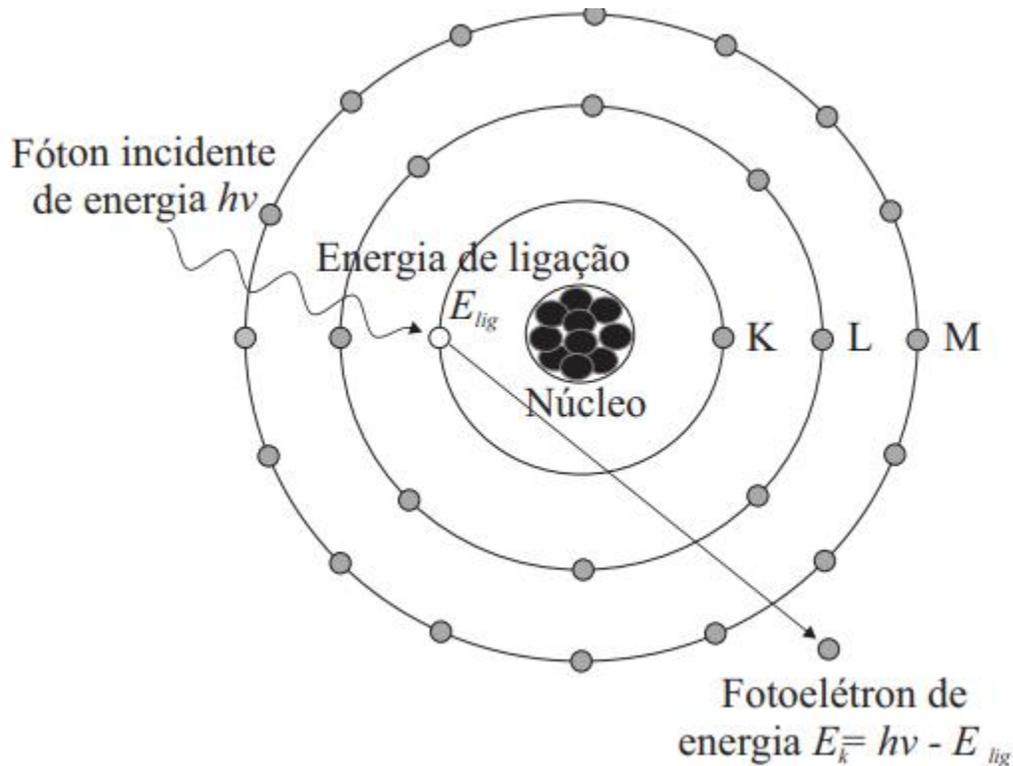
### 2.2.3. Efeito Fotoelétrico

À medida que o fóton entra em um meio e interage com o átomo como um todo, essa interação tem o nome de efeito fotoelétrico (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Nela, o fóton transfere totalmente sua energia para um único elétron orbital, o qual é emitido com uma energia cinética  $E_c$  definida pela Equação 6 (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003):

$$E_c = hv - B_e \quad \text{Equação 6}$$

Onde  $h$  é igual à  $6,6 \times 10^{-34} J \cdot s$  que é o equivalente à constante de Planck,  $v$  é a frequência da radiação e o  $B_e$  é a energia de ligação do elétron orbital (função trabalho). Como essa energia de ligação é bem definida, esse efeito pode ser utilizado para identificar o fóton e o valor de sua energia (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). Na Figura 3 é possível observar a ocorrência desse efeito.

Figura 3: Representação do Efeito Fotoelétrico.



Fonte: Jeferson Barbosa Marques (Marques, 2020), 2020.

Este efeito possui uma dependência com o número atômico do elemento e com a energia do fóton incidente. A sua probabilidade de ocorrência é proporcional ao  $(Z^4)$  e inversamente proporcional com a energia. Sabendo disso, podemos afirmar que, para maiores  $Z$  e para baixas energias o efeito fotoelétrico tem maiores chances de ocorrer (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). Por isso, sua seção de choque é dada pela Equação 7 (Attix, 2008):

$$a\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \text{ Equação 7}$$

#### 2.2.4. Coeficiente de atenuação mássico

O coeficiente de atenuação mássico da interação de fótons com matéria recebe influência de todos os efeitos que possuem a possibilidade de ocorrer e do número de átomos por unidade de volume que o meio contém. A Equação 8 representa isso:

$$\frac{\mu}{\rho} = ({}_a\sigma_{coe} + {}_a\sigma + {}_a\tau) \frac{N_A}{A} \quad \text{Equação 8}$$

Onde  $\rho$  é a densidade do meio absorvedor,  $A$  é a massa atômica desse meio e  $N_A$  é o número de Avogadro igual à  $6,022 \times 10^{23}$  (Podgoršak, 2006).

### 2.2.5. Lei de atenuação exponencial

À medida que um feixe de fótons monoenergéticos interage com um material de espessura  $x$ , o número de fótons que consegue sair dessa espessura sem sofrer nenhum tipo de interação é dado pela Equação 9:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \text{ ou } I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 9}$$

Onde  $N_0$  é o número de fótons incidentes e  $I_0$  é a intensidade inicial do feixe (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

## 2.3 Produção de raios X

Os alvos dos tubos para produção de raios X devem ser feitos com materiais que possuem alto ponto de fusão, isso se deve pela maioria dos elétrons que incidem nele converterem sua energia, de modo gradual devido as inúmeras colisões, em calor. Alguns exemplos de materiais de alvo são o tungstênio (W) com ponto de fusão de 3.695K ou o molibdênio (Mo) com ponto de fusão de 2.896K. Ainda assim, se faz necessário o uso de refrigeração do tubo (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

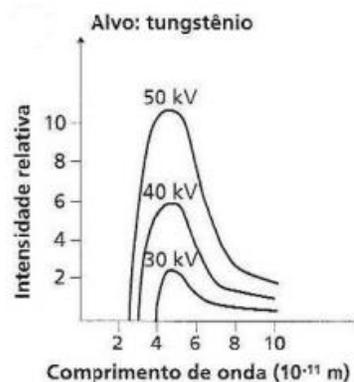
A produção de raios X envolvem dois processos fundamentais, que são chamados de raios X de frenamento ou de Bremsstrahlung e raios X característicos ou de fluorescência. Os quais possuem diferentes espectros, ou seja, uma distribuição com a quantidade de fótons emitidos em função, ou da energia deles, ou da frequência, ou do comprimento de onda da onda eletromagnética (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

### 2.3.1. Raios X de freamento ou de bremsstrahlung

A produção deste tipo de raios X é feita acelerando um feixe de elétrons e permitindo que esse feixe colida com um alvo metálico (Attix, 2008). Consiste basicamente da interação do feixe com o campo elétrico do núcleo, de número atômico elevado, ou com a eletrosfera. Isso faz com que o feixe mude de direção, o que reduz sua energia cinética, emitindo essa diferença de energia na forma de ondas eletromagnéticas (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). Alvos com um alto  $Z$  convertem maior quantidade da energia dos elétrons em raios X de freamento comparado com um alvo com  $Z$  menor. A energia que não é convertida em raios X é gasta em ionização ou excitação pelas interações de colisão do elétron (Attix, 2008).

A energia dos raios X de Bremsstrahlung são dependentes da energia da partícula incidente. Os fótons que são usados na área médica e industrial não excedem dos 500keV, porém, em laboratórios é possível obtê-los com energia com até centenas de MeV. A dependência com a energia da partícula incidente e da interação dela com o meio e seu ângulo de saída faz com que essa radiação varie de zero a um valor máximo, produzindo um espectro contínuo de energia (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003). Na Figura 4 é possível observar o espectro contínuo.

Figura 4: Espectro contínuo de raios X emitidos de um tubo, cujo alvo é de W, para três valores diferença de potencial.



Fonte: Emico Okuno, 2016 (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

### 2.3.2. Raios X característicos ou de fluorescência

Os raios X característicos, além dos de frenamento, podem ser produzidos no tubo simultaneamente. Porém, diferentemente dos fótons de frenamento, os característicos possuem uma energia característica do material com o qual a partícula está interagindo (alvo ou anodo) e possuem espectro de energia discreto (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

Quando um elétron rápido colide com um elétron orbital do átomo, provendo uma energia cinética que excede a energia de ligação desse elétron com o átomo, em consequência disso, o elétron orbital é ejetado. A energia de ligação das camadas mais internas é maior que as das camadas mais externa, ou seja, em valores decrescentes seguem a ordem K, L, M, etc. O elétron ejetado deixa uma vacância que em seguida é ocupada por um elétron de outra orbital, acompanhada por uma emissão de um fóton de raios X com energia equivalente da diferença da energia de ligação da sua orbital de origem com a orbital de destino. A transição do elétron da camada L para a K é chamada de energia  $K_{\alpha}$ , da camada M para K é chamada de energia  $K_{\beta}$  e assim sucessivamente (Dance, 2019). Essas energias são bem definidas e podemos observar algumas energias dos orbitais e algumas energias de transição na Figura 5.

Figura 5: Energias de ligação e energias K para diferentes materiais de ânodos ou alvos.

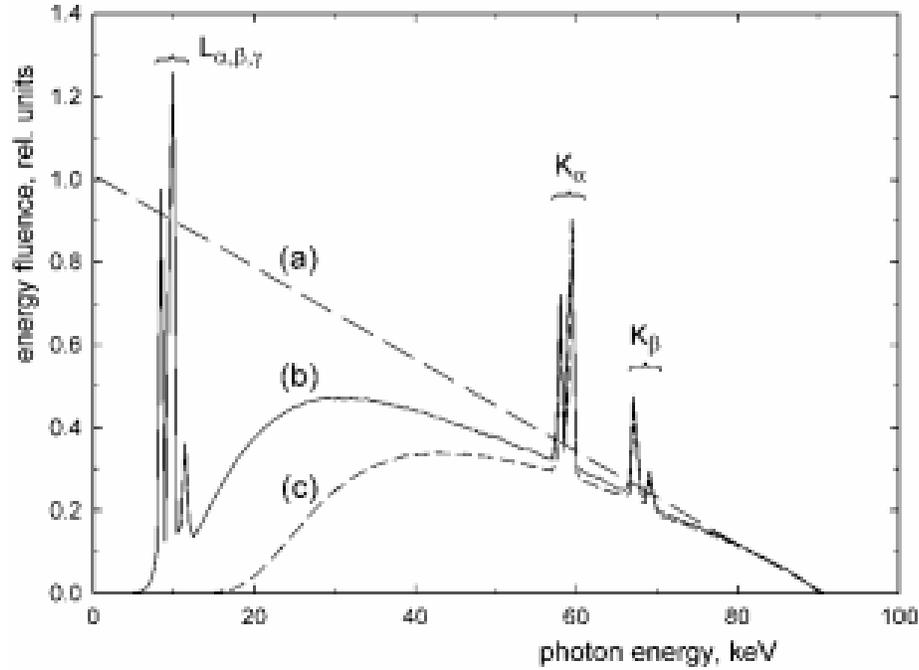
Element <sup>a</sup>	Binding energy (keV)		Energies of characteristic X rays (keV)			
	L shell	K shell	$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	$K_{\beta 1}$	$K_{\beta 2}$
Mo	2.87/2.63/2.52	20.00	17.48	17.37	19.61	19.97
Rh	3.41/3.15/3.00	23.22	20.22	20.07	22.72	23.17
W	12.10/11.54/10.21	69.53	59.32	57.98	67.24	69.07

<sup>a</sup> Mo: molybdenum; Rh: rhodium; W: tungsten.

Fonte: D.R. Dance, 2019 (Dance, 2019).

Na Figura 6 é possível observar o comportamento de um espectro com alvo de tungstênio com voltagem do tubo de 90kV.

Figura 6: a) Comportamento ideal de um espectro de raios X de freamento para o tungstênio com 90kV de tensão do tubo; b) um espectro real, com raios X característicos (ângulo do ânodo 20°, com filtração inerente de 1mm Be); c) o espectro com a filtração equivalente para 2,5mm de Al.



Fonte: D.R. Dance, 2019 (Dance, 2019).

## 2.4 Grandezas físicas das radiações

As grandezas físicas das radiações são divididas em três grupos, sendo eles: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais; onde ambos os últimos são expostos com mais detalhes pela ICRP e pela ICRU (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Nessa seção serão discutidas apenas as grandezas físicas e as de proteção.

### 2.4.1. Grandezas físicas

As grandezas físicas de maior importância são: a Exposição, Dose Absorvida e Kerma (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

### 2.4.1.1. Exposição

A exposição é simbolizada por  $X$ , é definida apenas para fótons, sendo eles raios X ou gama, interagindo no meio ar, sua definição é a capacidade que os fótons possuem de ionizar o ar (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). A unidade no Sistema Internacional de unidades (SI) para essa grandeza é  $(C.kg^{-1})$ . Porém, sua antiga unidade é Rontgen (R), onde  $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg_{ar}$ . A exposição é determinada pelo seguinte quociente:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Equação 10}$$

Onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga, que foram produzidos no ar, de mesmo sinal, quando todos os elétrons e pósitrons que foram liberados ou criados por fótons em determinado  $dm$  (massa de determinado volume de ar) são parados, ou seja, totalmente freados (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

### 2.4.1.2. Dose Absorvida

A dose absorvida é importante para qualquer tipo de radiação, sendo ela diretamente ou indiretamente ionizante (Attix, 2008). É a grandeza física com maior relevância na Radiobiologia, radiologia e proteção radiológica. Ela é simbolizada pela letra  $D$ , a qual é ligada aos danos biológicos com a energia da radiação absorvida (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). Sua definição é dada pela Equação 11:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad \text{Equação 11}$$

Onde  $dE_{ab}$  é a quantidade média de energia depositada pela radiação, num ponto de interesse  $P$ , com massa  $dm$  (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003; Podgoršak, 2006). Sua unidade foi, originalmente, o rad. Porém, no SI, atualmente, é utilizado o gray (Gy). Com isso, sabemos que  $1Gy = 100rad = 1J/kg$ . A dose absorvida pode ser medida de maneira absoluta com o uso de um calorímetro de grafite (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

### 2.4.1.3 Kerma

Assim como a dose absorvida, a unidade no SI do *kerma* (kinetic energy released per unit of mass) é o Gray (Gy) (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016). É definido como sendo o quociente da energia média que foi transferida de partículas indiretamente ionizantes, ou seja, fótons e nêutrons, para partículas carregadas secundárias ( $dE_{tr}$ ) em um elemento de massa  $dm$  (Podgoršak, 2006):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{Equação 12}$$

O Kerma pode ser relacionado de maneira bem simples com a Exposição (X) para irradiações com fótons, sendo (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016):

$$K(Gy) = 0,00876X(R) \quad \text{Equação 13}$$

## 2.4.2. Grandezas de proteção

As grandezas de proteção são usadas para possibilitar seu uso como recomendação do limite de dose no tecido ou órgão e no corpo todo. Sendo elas: dose equivalente e dose efetiva (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

### 2.4.2.1. Dose equivalente

A dose equivalente no tecido ou órgão é simbolizada por  $H_T$ , no SI sua unidade de medida é o Sievert (Sv) (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016; Attix, 2008). O qual pode ser convertido em  $J/kg$  ou em rem (Roentgen equivalente man) pela relação  $1Sv = 1J/kg = 100rem$ . Ela é definida como o equivalente de dose de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico, podendo ser calculada pela multiplicação da dose absorvida por um fator de qualidade ou fator de ponderação da radiação  $w_R$ . Esse fator foi recomendado pelas publicações 60 de 1990 (Sannikov & Savitskaya, 1997) e 103 de 2007 da ICRP (Protection, 2007), e está

representado na Tabela 1 (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003; Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

Tabela 1: Fatores de ponderação da radiação, recomendados pela ICRP – 60 (1990) e pela ICRP – 103 (2007)

<b>Tipos de radiação e intervalos de energia</b>	<b><math>w_R</math> (1990)</b>	<b><math>w_R</math> (2007)</b>
Fótons de todas as energias	1	1
Elétrons e múons de todas as energias	1	1
Nêutrons com energias		
< 10keV	5	
10 – 100keV	10	Uma função contínua da energia do nêutron
>100keV a 2MeV	20	
>2MeV a 20MeV	10	
>20MeV	5	
Prótons	5	2 (prótons e píons)
Partículas alfa, elementos de fissão, núcleos pesados	20	20

Fonte: 2(Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016).

Os valores que estão em vigor no Brasil são os do ICRP de 1990, recomendados pela norma da CNEN. O cálculo da dose equivalente está sendo dado pela Equação 14 (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016):

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad \text{Equação 14}$$

#### 2.4.2.2. Dose efetiva

A Dose Efetiva ( $E$  ou  $H_E$ ) foi pensada para limitar a exposição à radiação de corpo inteiro, com o objetivo de diminuir a probabilidade de efeitos cancerígenos e hereditários (Okuno &

Yoshimura, Física das radiações, 2016). Ela é a soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos e é obtida pela relação (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003):

$$H_E = E = \sum_T w_T H_T \quad \text{Equação 15}$$

O  $w_T$  é o fator peso do tecido ou órgão T que é relevante para o cálculo da dose efetiva desejada. Os valores do fator estão associados à radiosensibilidade do órgão à radiação, estão representados na tabela, recomendados pela ICRP – 26 e pela ICRP – 60:

Tabela 2: Valores do fator peso do tecido definido na ICRP 26 e ICRP 60

Órgão ou Tecido	$w_T$ ICRP 26	$w_T$ ICRP 60	$w_T$ ICRP 103
	(1977)	(1990)	(2007)
Gônadas	0,25	0,20	0,08
Medula óssea	0,12	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12	0,12
Pulmão	-	0,12	0,12
Estômago	0,15	0,12	0,12
Bexiga	-	0,05	0,04
Mama	-	0,05	0,12
Fígado	0,03	0,05	0,04
Esôfago	-	0,05	0,04
Tireoide	0,03	0,05	0,04
Pele	0,30	0,01	0,01
Superfície óssea		0,01	0,04
Restantes		0,05**	0,12***

---

\*\*cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo

\*\*\*glândula suprarrenal, tecido extratorácico, vesícula biliar, paredes do coração, rins, linfonodos, musculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (homens), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (mulheres)

---

Fonte: (Okuno & Yoshimura, Física das radiações, 2016), Tabela adaptada pela autora, 2022.

## 2.5 Efeitos biológicos – classificações

Os efeitos biológicos podem ser classificados de acordo com o valor da dose e forma de resposta, em função do tempo para sua manifestação e do nível orgânico atingido. Dessa forma, para o valor de dose e forma de resposta temos os efeitos estocásticos e determinísticos; em termos do tempo de manifestação são os imediatos e tardios; devido ao nível de dano existem os somáticos e os genéticos (também conhecidos como hereditários) (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

### 2.5.1. Efeitos estocásticos

Os efeitos estocásticos não possuem um limiar para sua ocorrência, ou seja, a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose recebida pelo organismo. Sabendo disso, é possível afirmar que mesmo as doses recomendadas pelas normas de proteção radiológica podem induzir um efeito biológico, por exemplo, o câncer (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

### 2.5.2. Efeitos determinísticos

Os efeitos determinísticos ocorrem quando o dano causado pela radiação na célula (morte celular) não é recompensado pela reposição ou reparo, o que gera prejuízos observáveis no funcionamento da célula. Isso quer dizer que existe um limiar de dose, que a baixo dele a perda de células não é grande o suficiente para prejudicar o órgão ou tecido de modo observável. Acima do limiar, a probabilidade de ocorrência de um efeito determinístico é de 100% e abaixo é 0%. Alguns exemplos de efeitos determinísticos são eritema e descamação seca para doses entre 3 e 5Gy, com

período para aparição dos sintomas de 3 semanas; descamação úmida para doses acima de 20Gy, com bolhas após 4 semanas; necrose para doses acima de 50Gy, após 3 semanas (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003).

### **2.5.3. Efeitos somáticos**

Os efeitos somáticos são aqueles que o indivíduo que foi exposto à radiação é o afetado, ou seja, não são transferidos para suas futuras gerações. Podendo ser de maneira imediata, quando a dose for bastante elevada e recebida uma única vez; ou somático tardio, que é o resultado de pequenas doses, que continuaram por um período de tempo longo como o caso de pessoas ocupacionalmente expostas. Alguns exemplos de efeitos somáticos são a anemia, trombocitopenia, sistema gastrointestinal, perda de cabelo, esterilidade, catarata. E para somáticos tardios o câncer (Tauhata, Salati, Di Prinzio, & Di Prinzio, 2003; Almeida, 2007).

### **2.5.4. Efeito hereditários**

Os efeitos hereditários não aparecerão no indivíduo que foi exposto à radiação, mas sim em seus descendentes. Sendo resultado de dano em células dos órgãos reprodutores (Almeida, 2007).

## **2.6 *Digital imaging and communications in medicine (DICOM)***

O padrão DICOM é o mais comum em radiologia e seu uso em outros setores no campo da medicina tem crescido bastante (Mildenberger, Eichelberg, & Martin, 2002). O DICOM tem o objetivo de permitir o compartilhamento de informações, imagens e qualquer tipo de dados associados sobre diagnósticos ou terapêutico. Ao contrário de como é popularmente conhecido, o DICOM não é apenas um formato de imagem ou arquivo. As principais características do DICOM são: um padrão universal para a medicina digital; excelente qualidade de imagem, suporta até 65536 tons de cinza (16bits); total suporte para inúmeros parâmetros para aquisições de imagens e diferentes tipos de dados; codificação completa de dados médicos, conta com mais de 2000 atributos de imagem padronizados e contendo a descrição clara sobre os aparelhos de imagens digitais e suas respectivas funcionalidades (Pianykh, 2012; Varma, 2012).

O Padrão DICOM se difere de outros formatos de arquivos por agrupar as informações em série, as quais não podem ser separadas da imagem por engano. Não havendo alterações das qualidades gráficas, não há perda de definição e, com isso, a leitura médica é mantida (Saez, 2009). Entre os visualizadores DICOM disponíveis gratuitamente estão: Osirix (Rosset, Spadola, & Ratib, 2004), DicomWorks (Puech, et al., 2007) e IrfanView (Skiljan, 2012).

Na Figura 7 é apresentada a captura de tela de tags do DICOM de uma imagem de tomografia computadorizada (TC) extraída pelo DicomWorks.

Figura 7: Tags DICOM de uma imagem de TC.



Fonte: (Softneta, 2022)

## 2.7 Tomografia Computadorizada

A Tomografia Computadorizada (TC) é o sistema de diagnóstico por imagem que possui a maior evolução tecnológica. A qual, utiliza os raios X como fonte de energia. Por isso, os níveis de radiação utilizados nesse exame devem ser motivo de preocupação, devendo ser estabelecidos limites para seu uso (Mourão, 2018).

A imagem de TC diferentes atenuações do feixe de raios x ao interagir com a matéria também é utilizada nesse exame, assim como nas radiografias convencionais. Porém, na TC a

imagem representa um corte anatômico, e não um volume num plano como é na radiografia convencional.

O aparelho de TC é composto pelo *gantry*, mesa, o gerador de raios X, os detectores, o sistema computacional e pelo painel de controle (Mourão, 2018). As imagens de TC são em formato DICOM o que facilita o armazenamento e a comunicação para diagnósticos médicos (DICOM®, 2022).

## 2.8 CT – Expo

O CT-Expo é uma aplicação do MS Excel para avaliar a dose de radiação em pacientes expostos por exames de CT. Ele é baseado em um programa computacional que era usado para analisar dados coletados na pesquisa alemã sobre exames de CT em 1999. Com o CT-Expo é possível calcular os valores de todas as quantidades de doses práticas, tais como: *Computed Tomography Dose Index* (CTDI),  $CTDI_{vol}$ , *Size specific dose estimate* (SSDE), produto de dose – comprimento, doses nos órgãos e Dose Efetiva de acordo com a ICRP 60 (Sannikov & Savitskaya, 1997) e a ICRP 103 (Charles, 2008) (Stamm & Nagel, 2002).

O CT-Expo possibilita o cálculo de dose para os grupos de idades: adultos, crianças e bebês; o cálculo é separado por gênero sendo eles: masculino e feminino; o programa está disponível em shareware nas versões em alemão ou inglês (Stamm & Nagel, 2002).

## 2.9 X-RayRisk.com

O X-RayRisk.com é um site educacional que possui como objetivo estimar o risco de câncer devido à realização de exames de imagens médicas. Mesmo não tendo estudos que provem a direta casualidade entre imagens diagnósticas que utilizam raios X e o aumento do risco de câncer, os dados que associam as exposições radiológicas e o risco de câncer são baseados em sobreviventes de bombas atômicas, acidentes nucleares e a utilização precoce dos raios X. Assumir um maior risco de câncer por exposições a radiação de pequenas doses, como, por exemplo: imagens de tomografia computadorizada ou radiografias convencionais, é baseado em exposições individuais de grandes doses, como: bombas atômicas e acidentes nucleares (Hanley, Koonce, & Bradshaw, 2018).

A teoria de que para pequenas doses de radiação o risco ainda é aumentado chama-se modelo linear sem limiar, essa teoria é adotada recentemente para o cálculo do risco da radiação.

Porém, deve-se levar em conta que a exposição apropriada do indivíduo e a boa execução do exame provem maiores benefícios ao paciente do que riscos pela exposição à radiação. O X-RayRisk.com permite que o paciente coloque os dados do seu exame e verifique informações sobre o risco de câncer associado com o exame realizado por ele (Hanley, Koonce, & Bradshaw, 2018).

O método utilizado no site se baseia no texto intitulado como “*Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR) VII Phase 2 Report*” feito pelo Conselho Nacional de Pesquisa dos Estados Unidos, no qual contém uma tabela onde são estimados os números de casos de câncer atribuídos a uma única dose de radiação de 0.1Gy (100mSv) para grupos de idades distintas, os dados foram plotados em um gráfico e curvas exponenciais foram desenhadas pelos pontos e as fórmulas derivadas (Council, 2006). A Dose Efetiva média foi adotada pelo trabalho de Mettler intitulado “*Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog*” (Mettler, Huda, Yoshizumi, & Mahesh, 2008). São utilizados fatores de conversão para diferentes exames: Cabeça e Pescoço o fator é de 0.00345, conversão de Produto Dose Comprimento para Dose Efetiva é de  $0.0022\left(\frac{mSv}{mGy}\right) * cm$  para Tomografia de Cabeça, de  $0.0054\left(\frac{mSv}{mGy}\right) * cm$  para Tomografia de Pescoço e de  $0.0180\left(\frac{mSv}{mGy}\right) * cm$  para Tomografia de Corpo Inteiro (Hanley, Koonce, & Bradshaw, 2018).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho foram realizadas quatro etapas. Primeiramente, a base de dados foi baixada gratuitamente BIMCV COVID-19+ (Vayá, et al., 2020). A qual é uma enorme base de dados do Banco de Imagens Médicas da Região de Valência (BIMCV), a qual contém imagens de raios X de tórax (CR, DX) e imagens de tomografia computadorizada (TC) de pacientes com COVID-19 juntamente com os achados radiológicos e suas localizações, patologias, relatórios radiológicos, dados DICOM e os resultados dos testes PCR, IgG e IgM. Essa base de dados é disponibilizada gratuitamente via online, as imagens estão em formato anônimo, ou seja, não contém nenhuma informação pessoal dos pacientes (Vayá, et al., 2020).

Na base de dados contém duas planilhas em formato Excel classificadas como COVID-19\_POSI e COVID-19\_NEG. Na planilha COVID-19\_POSI contém 5525 exames, cujos pacientes tiveram o diagnóstico de COVID-19 positivados, com seus respectivos parâmetros de aquisição de imagem. Já na planilha COVID-19\_NEG, contém 10 518, com os pacientes diagnosticados sem COVID-19. Na Figura 8 está presente a tabela de informações da base de dados BIMCVCOVID-19+.

Figura 8: Captura de Tela da tabela em formato Excel classificado como COVID19\_POSI, cujos dados foram retirados da base de dados BIMCVCOVID-19+.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q		
	Subject	Session	mod	File	Type	Position	Exclude	Ex Labels	Localizations	labelCUI5	LocalizationsCUI5	Report	Labels	Localiz	Patient's Age	Patient's Sex	Body Part	Examine	Ima
2	sub-S03427	ses-E06828	mod-rx	sub-S03427_se_dx	L	False	normal	loc right', 'loc bc	C0205307	C0444532,C1282378	juicio clinico	exclude', 'loc right', 'loc basaf	M				CHEST	ORI	
3	sub-S03427	ses-E06828	mod-rx	sub-S03427_se_dx	PA	False	normal	loc right', 'loc bc	C0205307	C0444532,C1282378	juicio clinico	exclude', 'loc right', 'loc basaf	M				CHEST	ORI	
4	sub-S03809	ses-E08956	mod-rx	sub-S03809_se_cr	PA	False	' , 'aortic e loc pleural', 'loc apical', 'loc		C0032225,C0734296,C	datos clinico	exclude', 'exclu	083Y	F				CHEST	ORI	
5	sub-S03809	ses-E08956	mod-rx	sub-S03809_se_cr	L	False	' , 'aortic e loc pleural', 'loc apical', 'loc		C0032225,C0734296,C	datos clinico	exclude', 'exclu	083Y	F				CHEST	ORI	
6	sub-S03815	ses-E07684	mod-rx	sub-S03815_se_cr	PA	False	cardiome loc cardiac', 'loc	C0018800,C	C1522601,C0032225,C	radiologia po	exclude', 'norm	060Y	M				CHEST	DEF	
7	sub-S03815	ses-E07684	mod-rx	sub-S03815_se_cr	PA	False	cardiome loc cardiac', 'loc	C0018800,C	C1522601,C0032225,C	radiologia po	exclude', 'norm	060Y	M				CHEST	DEF	
8	sub-S03047	ses-E06214	mod-rx	sub-S03047_se_dx	L	False	increase loc pleural', 'loc	C1443940,C	C0032225,C0025066,C	rx de torax p	exclude', 'norm	059Y	F				TORAX	DEF	
9	sub-S03063	ses-E06157	mod-rx	sub-S03063_se_dx	L	False	COVID 1f loc middle lung	C5203670,C	C0929434,C0225759,C	se realiza ha	COVID 19', ' interstitial pattern	M					CHEST	ORI	
10	sub-S03063	ses-E06157	mod-rx	sub-S03063_se_dx	PA	False	COVID 1f loc middle lung	C5203670,C	C0929434,C0225759,C	se realiza ha	COVID 19', ' interstitial pattern	M					CHEST	ORI	
11	sub-S03079	ses-E07117	mod-rx	sub-S03079_se_dx	PA	False	increase loc middle lung	C1443940,C	C0929434,C0025066,C	se realiza m	normal', 'loc me	065Y	F				TORAX	DEF	
12	sub-S03079	ses-E07117	mod-rx	sub-S03079_se_dx	L	False	increase loc middle lung	C1443940,C	C0929434,C0025066,C	se realiza m	normal', 'loc me	065Y	F				TORAX	DEF	
13	sub-S03082	ses-E06407	mod-rx	sub-S03082_se_dx	PA	False	unchange loc costophreni	C0742855	C0230151,C0504099	comparativa	unchanged', 'costophrenic ang	M					CHEST	ORI	
14	sub-S03082	ses-E06407	mod-rx	sub-S03082_se_dx	L	False	unchange loc costophreni	C0742855	C0230151,C0504099	comparativa	unchanged', 'costophrenic ang	M					CHEST	ORI	
15	sub-S03819	ses-E08243	mod-rx	sub-S03819_se_cr	L	False	consolidat loc lobar', 'loc ri	C0521530,C	C0225752,C0444532,C	condensacio	consolidation', ' infiltrates', 'loc	M					CHEST	ORI	
16	sub-S03819	ses-E08243	mod-rx	sub-S03819_se_cr	PA	False	consolidat loc lobar', 'loc ri	C0521530,C	C0225752,C0444532,C	condensacio	consolidation', ' infiltrates', 'loc	M					CHEST	ORI	
17	sub-S04428	ses-E08792	mod-rx	sub-S04428_se_cr	PA	False	increase loc left', 'loc lobi	C1443940,C	C0443246,C0225752,C	leve aument	(increased dens) 052Y	M						DEF	
18	sub-S04428	ses-E08792	mod-rx	sub-S04428_se_cr	L	False	increase loc left', 'loc lobi	C1443940,C	C0443246,C0225752,C	leve aument	(increased dens) 052Y	M						DEF	
19	sub-S03823	ses-E07694	mod-rx	sub-S03823_se_cr	PA	False	consolidat loc upper lung	C0521530,C	C0929227,C0934569,C	informe areç	consolidation', ' increased den	F					CHEST	ORI	
20	sub-S03833	ses-E07706	mod-rx	sub-S03833_se_cr	PA	False	alveolar p loc pleural', 'loc	C1332240,C	C0032225,C0025066,C	se aprecia e	alveolar pattern' 023Y	F						CHEST	DEF

Fonte: (Vayá, et al., 2020); modificado pela autora, 2022.

Para a realização do estudo foi necessária uma escolha de informações contidas nas planilhas.

Sabendo disso, foram usados como parâmetros de inclusão de dados para este trabalho:

- exames de tomografia computadorizada (TC), cujos pacientes eram do sexo feminino;
- acima de 18 anos;
- e exames que continhas as tags preservadas com os seguintes parâmetros: idade da paciente, a parte do corpo examinada – tórax, *chest* –, a tensão (kVp), a corrente (mA), o tempo de exposição (s), colimação total (mm), alimentação da mesa por rotação (mm), espessura da fatia (mm) e o número de séries realizadas no mesmo paciente.

Dessa forma, restaram 109 exames da planilha COVID-19+ POSI e 164 exames da COVID-19+NEG. Logo depois, os parâmetros de interesse foram retirados das planilhas da base e organizados em um segundo documento Excel denominado de Dados\_CT-Expo. Nele, os dados foram separados em diferentes planilhas denominadas Positivo e Negativo, onde se encontram os dados dos exames para pacientes com diagnóstico positivo e negativo para COVID-19, respectivamente.

Na segunda etapa, foram realizadas as estimativas de Dose Efetiva dos exames no CT-Expo-v2.5, os parâmetros dos exames retirados na primeira etapa foram utilizados para essa estimativa. Os valores de Dose Efetiva foram coletados e organizados no documento Excel Dados\_CT-Expo. Na Figura 9 contém a captura de tela da aplicação do CT-Expo.v.2.5 que abrange as partes: 1 – grupo de idade, gênero; 2 – scan range; 3 – modelo de scanner; 4 – o modo que foi feita a imagem e 5 – os parâmetros do scan.

Figura 9: Captura de tela da aplicação do CT-Expo-v.2.5 no Excel.

The screenshot displays the 'Calculate' interface of the CT-Expo.v.2.5 application. It is divided into five numbered sections:

- Age Group and Gender:** 'Age Group' is set to 'Adult' and 'Gender' is set to 'female'.
- Scan Range:** A 'Get Values' button is present. A table titled 'Scan Range Data (Slice Positions)' shows:
 

Scan Range z from z-	to z+	L [cm]
27	50,52	24
- Scanner Model:** 'Manufacturer' is 'Demo' and 'Scanner' is 'Axial Scanner'. A table titled 'Scanner Data for Scan Region "Body"' shows:
 

$n_{CTDI_w}$ [mGy/mAs]	$U_{ref}$ [kV]	$P_{B,H}$	$k_{CT}$	$k_{OB}$	$\Delta L$ [cm]
0,071	125	0,75	1,00	1,00	0,0
- Select mode:** 'Body mode for head/neck region' is unchecked, 'Spiral mode' is checked, and 'Longitudinal (z-axis) dose modulation (adults only)' is unchecked.
- Scan Parameters:** A table titled 'Please Enter Actual Settings:' shows:
 

U [kV]	I [mA]	t [s]	$Q_{ei}$ [mAs]	Q [mAs]	$N * h_{col}$ [mm]	TF [mm]	$h_{rec}$ [mm]	p	Ser.
130	70	0,6	42		19,2	15,4	1,5	0,80	2

Fonte: (Stamm & Nagel, 2002); modificado pela autora, 2022.

Na aplicação de CT-Expo-v2.5, como representada na Figura 9, foi selecionado o grupo de idade “*Adult*”, que significa adulto em português, para a realização das estimativas. Assim como, o gênero feminino e a região de exame sendo localizado de  $z^- = 27$  – que representa a primeira fatia do exame e o  $z^+ = 50,52$  – que representa a última fatia do exame; resultando em um comprimento L de 24cm, representando a região padrão para a realização de um exame de TC de tórax como descrito pelo Khoury em “CalDOSE” (Khoury, et al., 2014). Logo depois, o modelo de scanner foi selecionado “*Axial Scanner*”, bem como “*Spiral mode*”.

Os parâmetros selecionados na primeira etapa da metodologia foram utilizados nesse momento. Eles estão localizados no número 5 da Figura 9, sendo “U” referente a tensão [kV]; no “I” representa a corrente do tubo [mA]; “t” é o tempo de aquisição de imagem [s]; o “Q” tem seu preenchimento arbitrário, que representa o valor de mAs, multiplicação da corrente pelo tempo de aquisição de imagem, os quais já estão sendo preenchidos nesse estudo, portanto o “Q” não será colocado; “N\*h” é a colimação total [mm]; “TF” é a alimentação da mesa por rotação [mm]; o “ $h_{rec}$ ” é a espessura da fatia [mm] e o “Ser” é o número de scans realizados; o “p” é o fator *spiral pitch* que é calculado automaticamente nesta aplicação. As informações de como são classificados cada parâmetro utilizado no item 5 “*Scan Parameters*” foram retiradas do manual de instruções CT-Expo (Stamm & Nagel Dieter, 2014). A seguir, na Figura 10, encontra-se uma captura de tela da parte de Resultados da aplicação CT-Expo-v2.5.

Figura 10: Captura de tela da parte de Resultados do CT-Expo-v2.5 no Excel.

**6. Results**

Dose Values per Scan or per Series*				
CTDI <sub>w</sub>	CTDI <sub>vol</sub>	SSDE	DLP*	E*
[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy*cm]	[mSv]
3.3	4.1	5.6	99	1.7

CTDI and DLP values refer to 32cm body phantom  
Effective dose E refers to ICRP 103

**7. Effective Dose**

ICRP

60

103

Dose Values per Examination		
DLP	E	D <sub>uterus</sub>
[mGy*cm]	[mSv]	[mSv]
198	3.4	0.2

Effective dose E refers to ICRP 103

Fonte: (Stamm & Nagel, 2002), modificado pela autora, 2022.

Na seção 7 de “*Effective Dose*” foi retirado o valor de “E” que representa a Dose Efetiva de todo o exame, esses valores retirados foram organizados na mesma planilha Dados\_CT-Expo com seus respectivos parâmetros de formação de imagem.

Na terceira etapa foram coletados valores de referências para exames de tomografia computadorizada de tórax para pacientes do sexo feminino, a fim de comparação com os valores estimados no CT-Expo. No estudo realizado por A. Abdullah denominado “*Comparison of Computed Tomography Dose Reporting Software*” as doses para TC de tórax estavam entre 11mSv – 13mSv para dose efetiva em pacientes do sexo feminino (Abdullah, Sun, Pongnapang, & Ng, 2012), já no levantamento feito por Fred A. Mettler denominado “*Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog*” a média de dose efetiva para exames de TC de tórax foi de 7mSv. Porém, foi encontrado na literatura valores de aproximadamente 4 – 18mSv no mesmo trabalho (Mettler, Huda, Yoshizumi, & Mahesh, 2008). Para obter um padrão será utilizada a média de 7mSv dos valores encontrados na literatura do catálogo de Fred A. Mettler como referência e como meio de comparação.

Na quarta etapa do estudo foram realizados os cálculos de média de dose efetiva, desvio-padrão, quantos valores de dose efetiva estavam abaixo dessa média encontrada, quantos estavam acima da média e quantos eram iguais à média. O mesmo método foi realizado com a dose efetiva de referência de 7mSv, quantos estavam abaixo desse valor, quantos estavam acima e quantos se igualavam a ele. Também foram realizados os cálculos de média do número de séries realizadas, a média de idade das pacientes e foram agrupados os exames realizados com o mesmo número de séries. Essa metodologia foi seguida para os dois grupos de dados COVID-19+POSI e COVID-19+NEG.

Na última etapa foi calculado o risco adicional de efeitos estocásticos, como exemplo o câncer. O risco adicional está ligado diretamente com o gênero do paciente, sua idade, a dose efetiva e a quantidade de exames realizados, ou seja, ele representa o acréscimo na probabilidade de desenvolver um efeito estocástico com a realização desse exame. O cálculo desse risco foi feito com a ajuda do X-RayRisk.com, no qual é possível selecionar vários tipos de exames como pode ser visto na captura de tela da Figura 11.

Figura 11: Captura de tela do X-RayRisk.com onde pode-se observar tipos diferentes de exames que podem ser selecionados para a obtenção do risco adicional.

**Risk Calculator** [? Help](#)

**Plain Films (x-rays)**

**CT Scans**

- Brain CT (Standard)
- Brain and Neck CTA/CTP
- Neck CT
- Thoracic Spine CT
- Lumbar Spine CT
- Chest CT (Low Dose Screening)
- Chest CT (PE Study)
- Chest CT (Standard)
- Cardiac CT (Coronary CTA)
- Cardiac CT (Calcium Scoring)
- Abdomen CT
- Abdomen CT (Dedicated Liver)
- Abdomen and Pelvis CT
- Chest, Abdomen and Pelvis CT
- Pelvis CT
- Sinus CT
- Virtual Colonoscopy CT
- Dental CT

**Fluoroscopy**

**Nuclear Medicine**

**Interventional Procedures**

**MRI and Ultrasound**

Please see [Glossary](#) for description of different studies.

**Study:** Chest CT (Standard)

**Gender:** Male  Female

**Age at Time of Study:**  (years)

**Number of Exams:**

**Effective Dose:**  (mSv)

**DLP (Optional for CT):**  (mGy · cm)

**Total Effective Dose:**  (mSv)

**Additional Cancer Risk:**  (%)

**Baseline Cancer Risk:**  (%)

**Baseline + Additional Risk:**  (%)

To learn more about how these calculations are made, see the [About](#) page.

Fonte: Autoria própria, 2022.

Neste caso, foi selecionado o exame de tomografia computadorizada, entre eles foi selecionado o TC de tórax padrão; o gênero feminino e foi colocado todos os dados dos exames que excederam o nível de referência de 7mSv representados pela Tabela 8, que será apresentada no capítulo de resultados. O dado coletado é representado pelo termo “Additional Cancer Risk”, esse valor foi colocado na última coluna da Tabela 8.

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A seguir estão os dados contidos no documento Excel Dados\_CT-Expo. A primeira planilha, denominada Positivo, na qual contém os dados das pacientes cujo diagnóstico para COVID-19 foi positivo. Para melhor entendimento, os dados foram agrupados segundo tensões semelhantes. As colunas foram separadas de maneira uniforme, compostas por N° – a numeração do paciente para facilitar sua localização, Id – a idade da paciente em anos, mA – a corrente utilizada no exame em miliampere, T(s) – o tempo de exposição do exame, L – a largura de colimação total do feixe (mm), TF – alimentação da mesa por rotação (mm), ST – espessura da fatia (mm), FSP – fator de pitch espiral, SN – número de séries realizadas e a Dose Efetiva (mSv). Na Tabela 3 estão o grupo de dados cuja tensão é de 110kV. O qual contém um total de 54 exames e sua planilha denominada Positivo\_110.

Tabela 3: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados com COVID-19, cuja tensão é 110kV.

N°	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
1	80	156	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	2,4
2	80	65	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,5
3	79	69	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,6
4	79	79	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,2
5	80	62	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	7	3,3
6	80	51	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	6	2,3
7	80	157	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	5	6,0
8	64	69	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	5	2,6
9	64	70	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	6	3,2
10	64	71	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	4	2,2
11	43	48	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	3	1,1
12	43	35	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	2	0,5
13	71	127	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	10,3
14	66	75	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,7
15	66	108	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,7
16	72	240	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	5,5
17	72	267	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	4,1
18	30	76	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,7
19	30	86	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,3
20	70	261	0,600	9,6	6,2	1,5	0,65	6	31,4
21	54	105	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,6
22	54	104	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	2,4
23	75	55	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,3

(Continua)

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
24	75	56	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	0,9
25	75	63	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1
26	75	61	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,4
27	47	75	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,2
28	47	46	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	1,1
29	57	116	0,695	22,4	25,8	2,0	1,15	3	4,5
30	57	230	0,695	22,4	25,8	2,0	1,15	2	6,0
31	40	61	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	2	0,9
32	40	63	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	3	1,5
33	71	137	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	8	8,4
34	71	163	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	6	7,5
35	71	120	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	7	6,4
36	74	260	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	6,0
37	74	260	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	6,0
38	74	86	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	1,3
39	88	98	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	4	3
40	88	73	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	5	2,8
41	88	63	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	6	2,9
42	81	262	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	21,2
43	81	262	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	21,2
44	81	262	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	21,2
45	81	262	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	21,2
46	81	262	0,600	9,6	7,7	1,5	0,8	5	21,2
47	73	164	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	3	3,8
48	73	111	0,533	22,4	33,6	2,0	1,5	2	2,2
49	85	264	0,695	22,4	25,8	1,0	1,15	6	20,6
50	85	260	0,695	22,4	25,8	1,0	1,15	4	13,5
51	85	256	0,695	22,4	25,8	1,0	1,15	5	16,6
52	88	55	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	5	2,1
53	88	57	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	4	1,7
54	88	35	0,533	22,4	33,6	1,0	1,5	6	1,6
<b>Média</b>	<b>70</b>	<b>129</b>	<b>0,557</b>	<b>21</b>	<b>30</b>	<b>1,34</b>	<b>1,37</b>	<b>4</b>	<b>6,0</b>
<b>DP*</b>	<b>15,4</b>	<b>82,6</b>	<b>0,05</b>	<b>4,3</b>	<b>8,9</b>	<b>0,443</b>	<b>0,25</b>	<b>1,6</b>	<b>7,3</b>

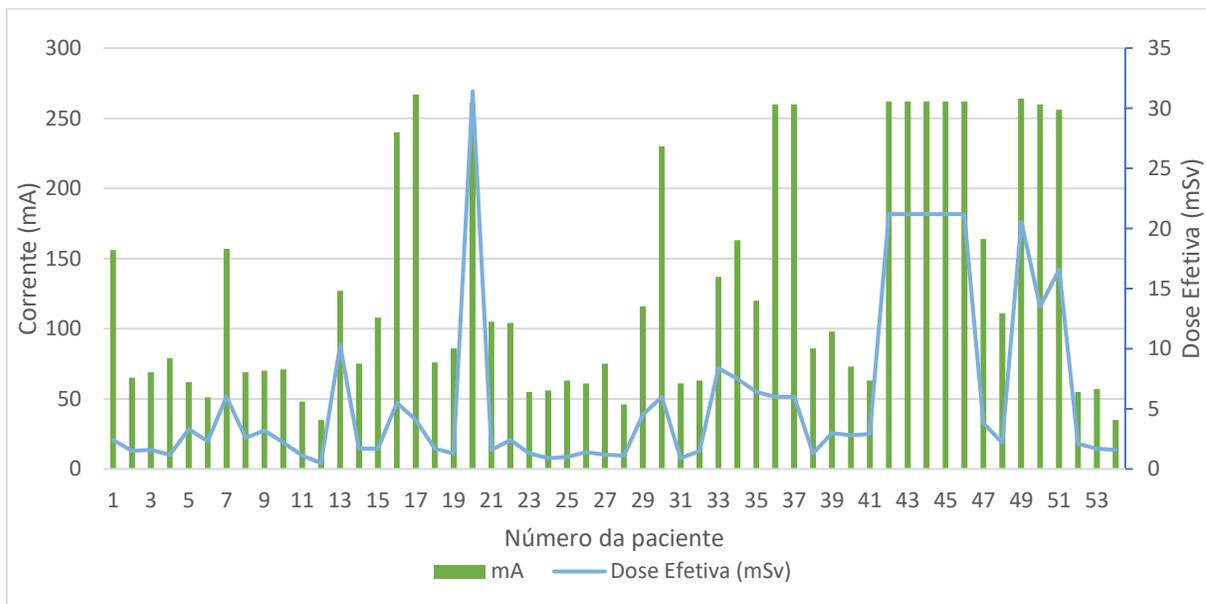
\*DP = Desvio – padrão

Fonte: Autoria própria, 2022.

Na Tabela 3 nota-se que a média de idade das pacientes é de 70 anos, a quantidade de exames é de 4 séries e a dose efetiva média de todas as pacientes é de 6mSv que é abaixo da dose de referência. Entretanto, contém exames que excedem esse valor, os exames das pacientes de Nº: 13, 20, 33, 34, 42, 43, 44, 45, 46, 49, 50 e 51. Dessa forma, 12 pacientes dos 54 tiveram dose efetiva

acima da referência. Assim como, 42 pacientes tiveram a dose efetiva abaixo da dose de referência. Ou seja, 22,2% das pacientes tiveram a dose efetiva acima de 7mSv. O desvio – padrão desse grupo de dados foi de 7,3mSv para dose efetiva, isso mostra que possui uma grande dispersão nos valores; para a idade das pacientes o desvio-padrão foi de 15,4anos, mostrando que existe uma janela de variação em torno da idade média 70 anos; a média de corrente foi de 129mA, desvio-padrão 82,6mA; o tempo de exposição médio foi de 0,557s, o desvio-padrão foi de 0,05s mostrando que não houve uma variação significativa nesse parâmetro; a largura de colimação da mesa média foi de 21mm, o desvio-padrão foi de 4,3mm; a alimentação da mesa média foi de 30mm, desvio-padrão foi 8,9mm; a espessura da fatia média foi de 1,34mm, desvio-padrão 0,443mm; o fator de pitch espiral médio foi 1,37, com desvio-padrão igual à 0,25; o número de séries de exames realizados médio foi 4, com desvio-padrão de 1,6; ou seja, isso mostra que os parâmetros com maiores variações foram a dose efetiva, corrente, largura de colimação do feixe e o número de séries realizadas. O Gráfico 1 mostra dados de dose efetiva e da corrente (mA) utilizadas.

Gráfico 1: Representação do mA e da Dose Efetiva graficamente; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.

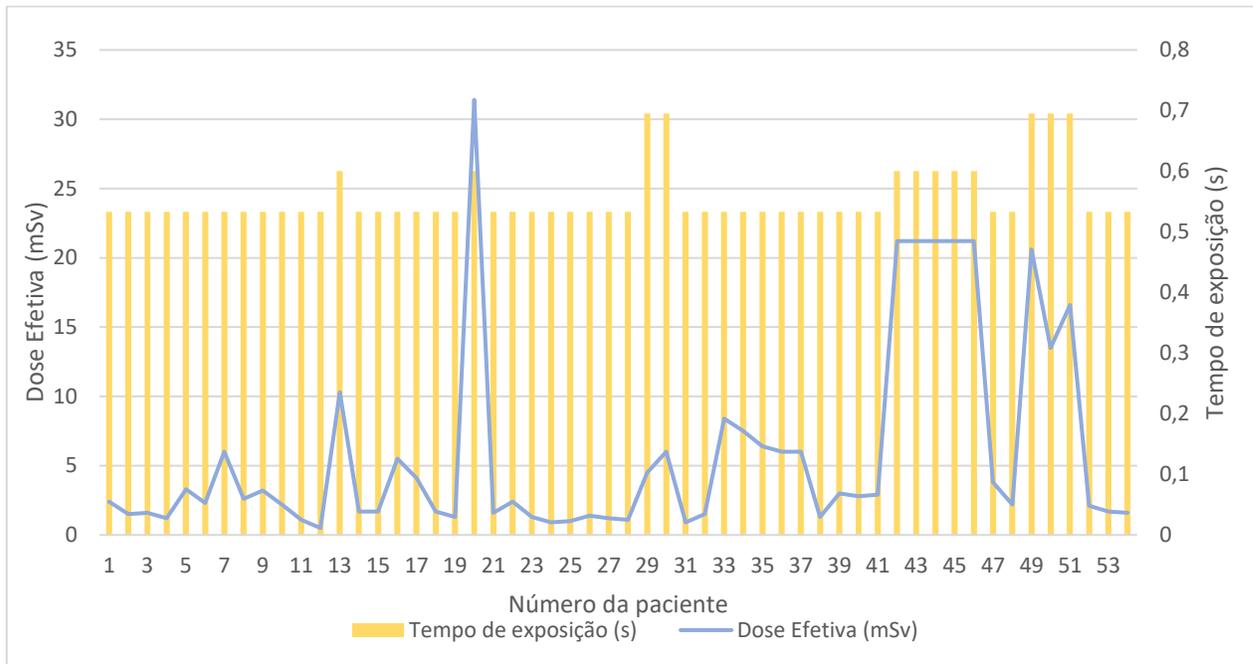


Fonte: A autoria própria, 2022.

A linha Linear (Dose Efetiva(mSv)) representa o valor de referência de 7mSv em todos os gráficos que ela estiver presente. No Gráfico 1, pode-se observar que pacientes com maiores valores de mA, como: 20, 42, 43, 44, 45, 49 possuem valores de doses efetivas evidentemente mais elevadas. Porém, existem pacientes que dispõem de mA alto e sua dose efetiva não apresenta uma

elevação clara. Como, por exemplo: a 17, 30, 36 e 37. Com isso, é notável que quanto maior a corrente utilizada no exame maior será a dose efetiva. Entretanto, a sua dependência com outros fatores também influencia no seu valor final. O Gráfico 2 contém os dados de tempo de exposição (s) e dose efetiva.

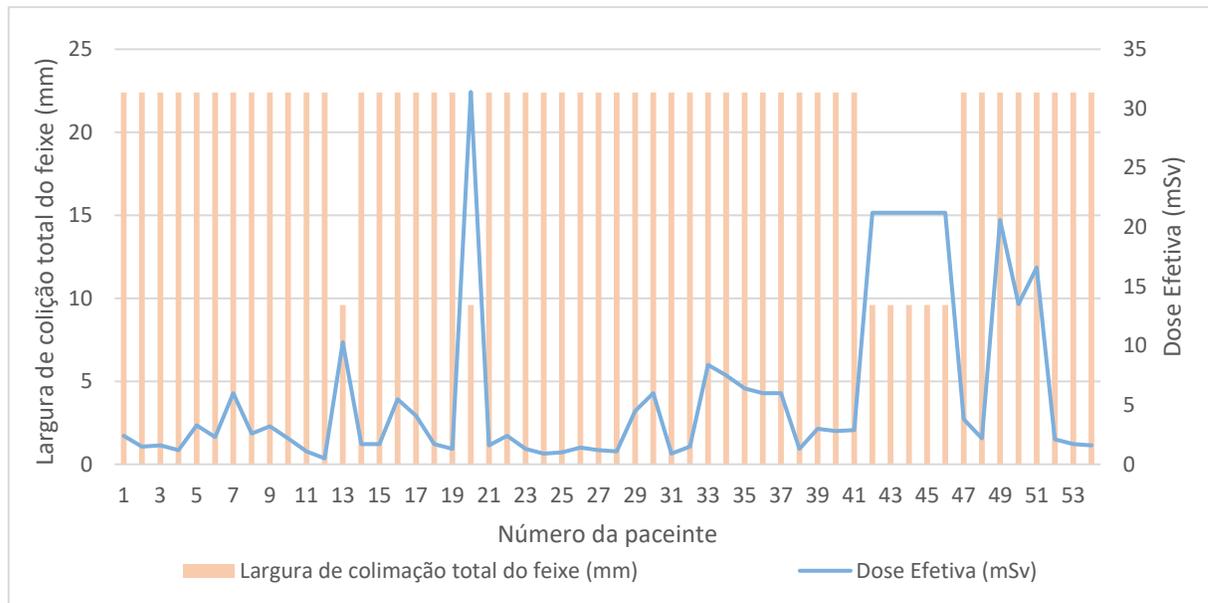
Gráfico 2: Representação dos parâmetros Tempo de Exposição e dose efetiva; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Com a análise do Gráfico 2 verifica-se que a dose efetiva tem ligação com o tempo de exposição, porém não é tão aparente quanto a dependência com os outros parâmetros graficamente. Isso se dá pelos tempos serem bem curtos e aproximadamente iguais e com isso, não possuir uma variação visível. Entretanto, o tempo de exposição possui grande influência na dose efetiva. No Gráfico 3 está representado graficamente os dados da largura de colimação do feixe(mm) e dose efetiva

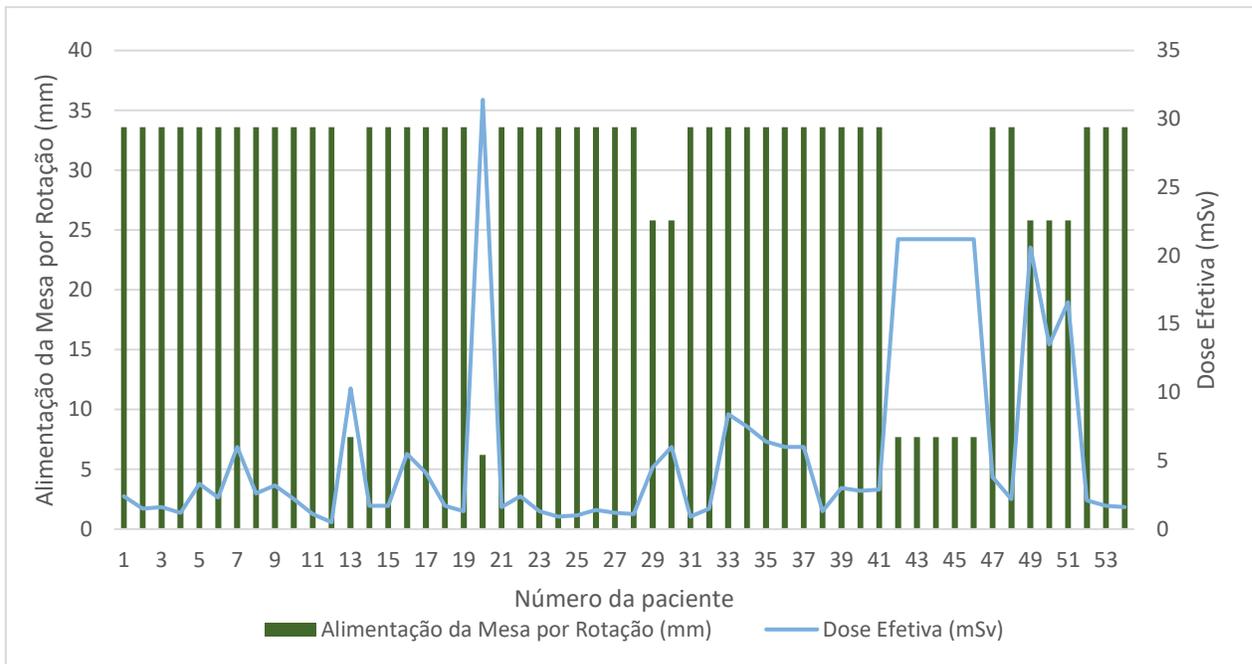
Gráfico 3: Representação dos parâmetros Largura de colimação total do feixe (mm) e Dose Efetiva; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Já no Gráfico 3 observa-se que apesar da dose efetiva possuir dependência com a largura de colimação total do feixe – L, ela não é notável no gráfico. Pois, neste agrupamento de dados a largura – L da maioria dos exames são aproximadamente iguais e as doses variam bastante. No Gráfico 4 está apresentados os dados de alimentação da mesa por rotação (mm) e dose efetiva (mSv).

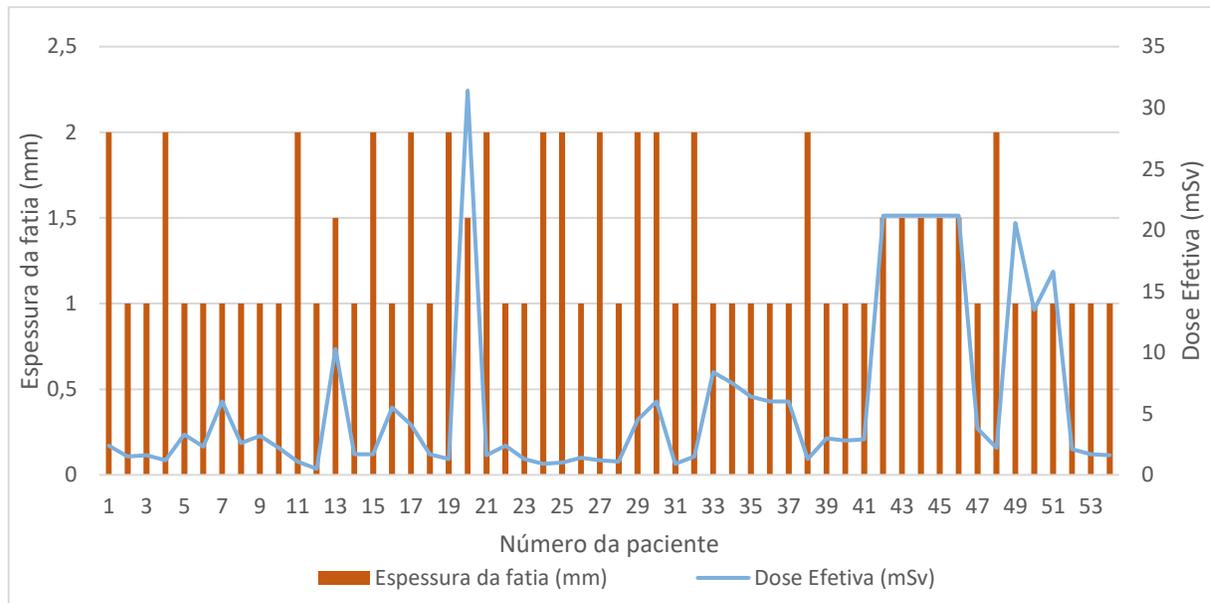
Gráfico 4: Dados do Alimentação da Mesa por Rotação e Dose Efetiva da tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Nele, é observável que a alimentação da mesa – TF, possui influencia inversamente proporcional com a dose efetiva. Como é visível nos pacientes que possuem os menores valores de TF em 13, 20, 42, 43, 45 e 46; cujas doses efetivas, representadas em azul, possuem os maiores valores. No Gráfico 5 estão presentes os dados da espessura da fatia (mm) e dose efetiva.

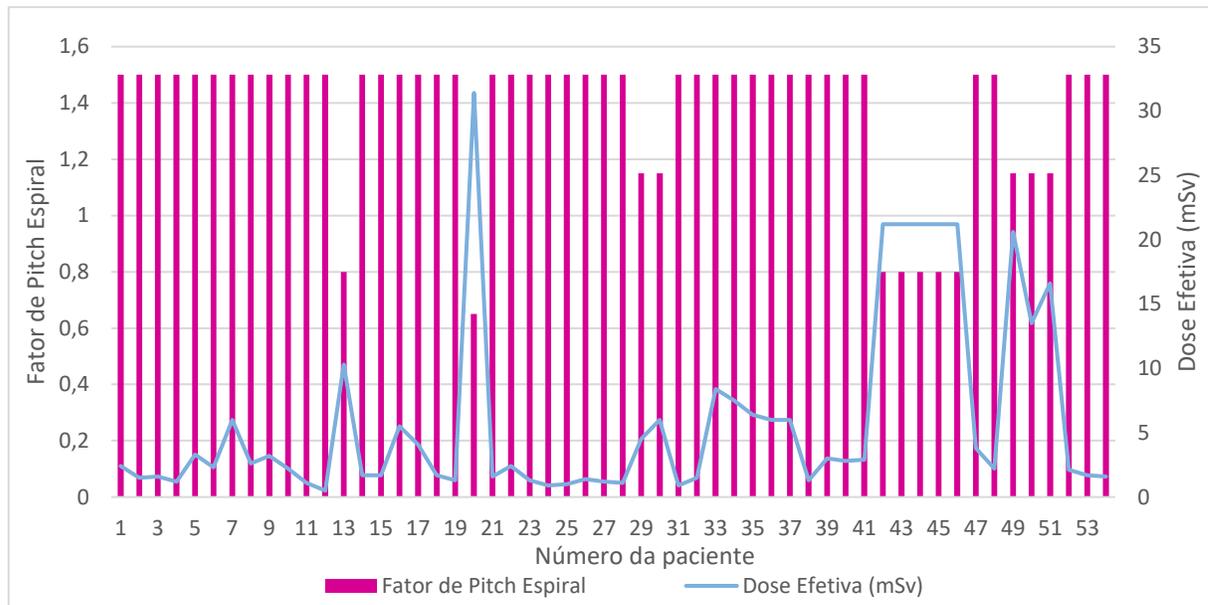
Gráfico 5: Representação gráfica dos dados: Espessura da fatia e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Nele, nota-se que a espessura da fatia não possui nítida influência na dose efetiva. Pois, os valores de espessura não variam muito, o que não permite que seja observável a dependência da dose efetiva com ela. No Gráfico 6 estão os parâmetros fator pitch espiral e dose efetiva.

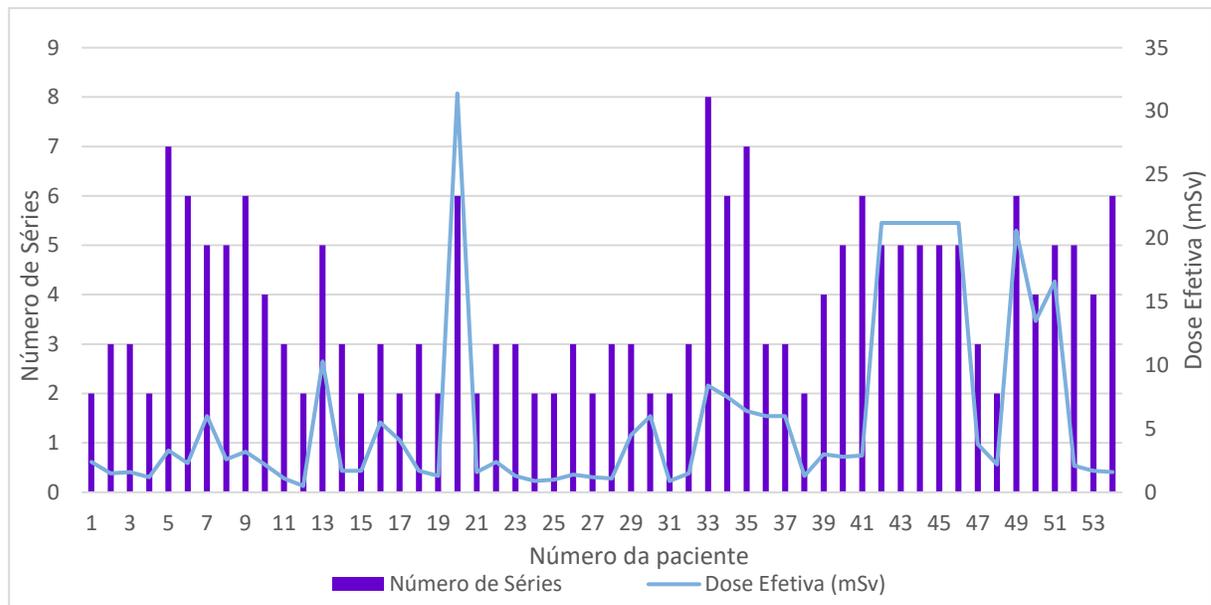
Gráfico 6: Representação gráfica dos parâmetros Fator de Pitch Espiral e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Também no Gráfico 6 é possível notar que o fator pitch espiral não alterou muito em todos os dados. Dessa forma, a observação de sua dependência com a dose efetiva se torna inviável. O Gráfico 7 contém os dados Números de Séries e Dose Efetiva.

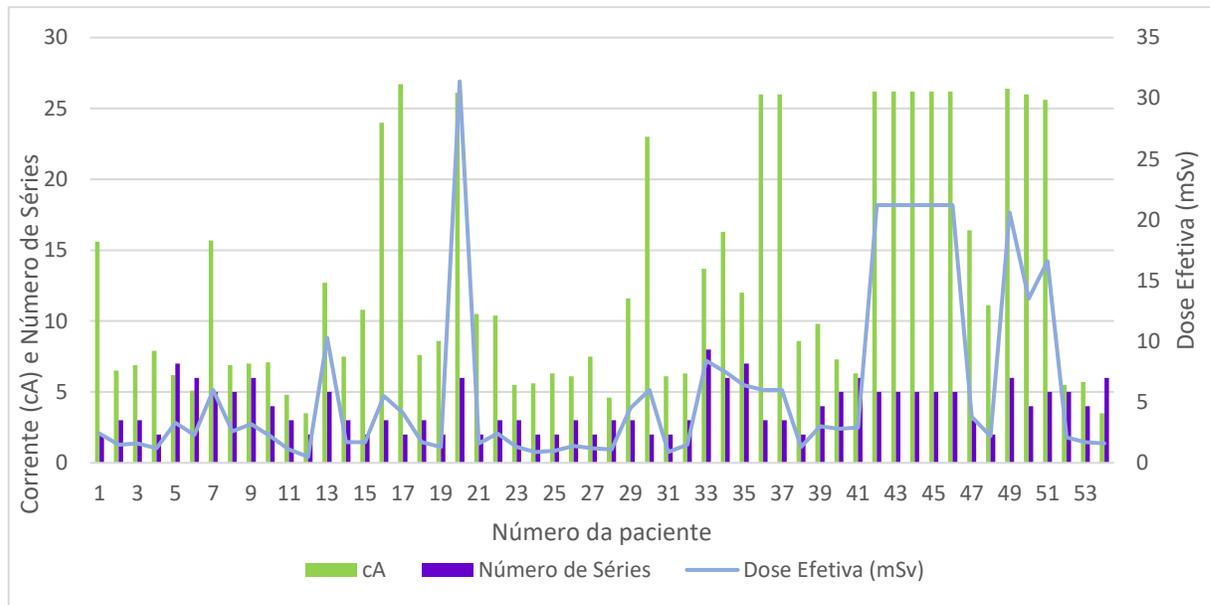
Gráfico 7: Representação gráfica do Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Nesse Gráfico 7 fica evidenciado a dependência da quantidade de número de séries realizadas na dose efetiva final. Para melhor visualização dos principais fatores que influenciam no valor de dose efetiva foi montado o Gráfico 8 com os dados de corrente (cA), número de séries e dose efetiva.

Gráfico 8: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 3; pacientes positivos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Os valores de corrente foram convertidos de mA para cA, com o objetivo de facilitar a visualização. Com a análise do Gráfico 8 repara-se que uma combinação de corrente elevada e um alto número de séries realizadas contribuem para um aumento na dose efetiva entregue ao paciente, como pode ser notado nos pacientes de número 13, 20, 33, 43, 44, 45, 46, 49, 50 e 51.

Na Tabela 4 se encontram os dados dos pacientes testados positivos com uma tensão de 130kV, cuja planilha foi denominada Positivo\_130. A qual contém um total de 55 exames.

Tabela 4: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados com COVID-19, cuja tensão é 130kV.

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
1	80	42	0,6	9,6	11,5	5,0	1,2	3	2,0
2	80	69	0,6	9,6	11,5	2,0	1,2	4	4,5
3	80	31	0,6	9,6	11,5	1,0	1,2	5	2,5
4	84	196	0,6	19,2	23,0	1,5	1,2	4	12,9
5	84	201	0,6	19,2	25,0	1,5	1,3	2	6,1
6	84	167	0,6	19,2	23,0	1,5	1,2	5	13,7
7	84	126	0,6	19,2	25,0	1,5	1,3	3	5,8
8	84	171	0,6	19,2	28,8	1,5	1,5	6	13,5
9	84	201	0,6	19,2	25,0	1,5	1,3	2	6,1
10	84	107	0,6	19,2	28,8	1,5	1,5	7	9,8
11	30	154	0,6	9,6	11,5	1,0	1,2	5	12,6

(Continua)

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
12	30	94	0,6	9,6	11,5	5,0	1,2	3	4,7
13	30	161	0,6	9,6	11,5	2,0	1,2	4	10,6
14	79	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
15	79	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
16	79	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
17	79	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
18	73	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
19	73	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
20	73	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
21	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
22	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
23	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
24	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
25	70	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
26	70	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
27	73	81	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	4	7,9
28	73	79	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	5,8
29	73	80	0,6	19,2	15,4	5,0	0,8	2	4,0
30	28	63	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	4,6
31	28	27	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	2	1,3
32	41	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
33	41	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
34	41	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
35	61	91	0,6	9,6	11,5	2,0	1,2	4	6,0
36	61	76	0,6	9,6	11,5	1,0	1,2	5	6,2
37	61	91	0,6	9,6	11,5	5,0	1,2	3	4,5
38	83	57	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	4	5,6
39	83	42	0,6	19,2	15,4	5,0	0,8	2	2,1
40	83	24	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	1,8
41	92	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
42	92	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
43	62	26	0,6	9,6	11,5	2,0	1,2	4	1,7
44	62	93	0,6	9,6	11,5	5,0	1,2	3	4,6
45	62	35	0,6	9,6	11,5	1,0	1,2	5	2,9
46	56	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
47	56	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
48	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	3	3,0
49	80	50	0,6	19,2	19,2	1,5	1,0	2	2,0
50	49	190	0,6	19,2	19,2	3,0	1,0	3	11,3
51	49	168	0,6	19,2	19,2	3,0	1,0	4	13,3
<b>(Continua)</b>									

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
<b>52</b>	59	54	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	4,0
<b>53</b>	59	54	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	4,0
<b>54</b>	59	54	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	3	4,0
<b>55</b>	59	70	0,6	19,2	15,4	1,5	0,8	2	3,4
<b>Média</b>	<b>68</b>	<b>78</b>	<b>0,6</b>	<b>17</b>	<b>17,5</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>4,7</b>
<b>DP*</b>	<b>17,7</b>	<b>49,6</b>	<b>0</b>	<b>4,0</b>	<b>4,4</b>	<b>1,13</b>	<b>0,18</b>	<b>1,13</b>	<b>3,5</b>

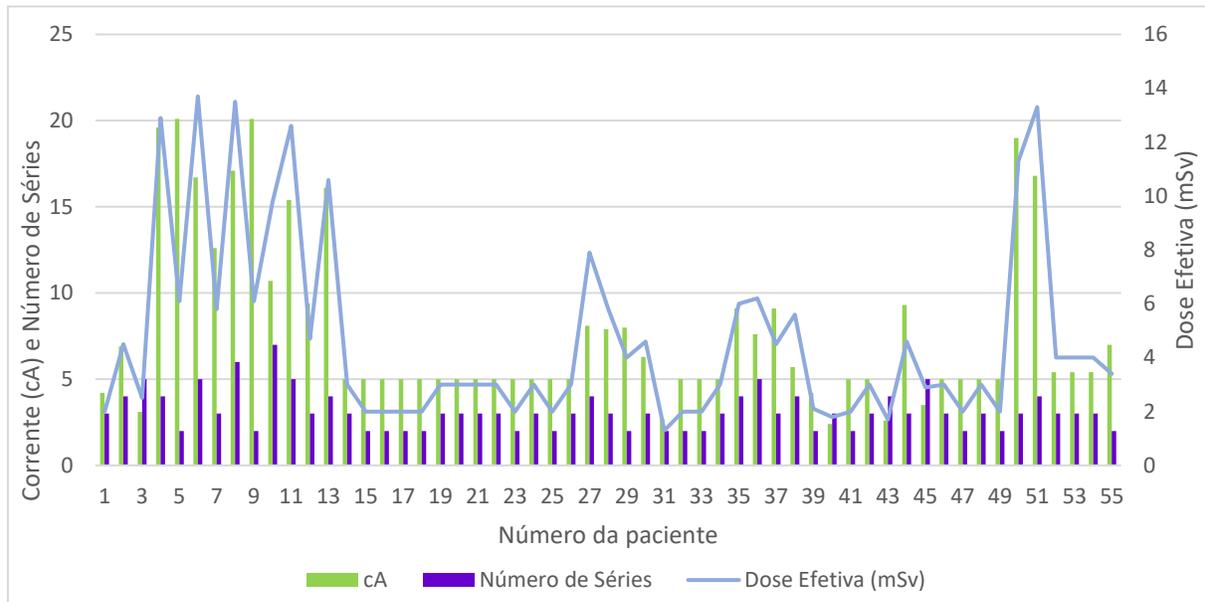
**DP = Desvio – Padrão**

Fonte: Autoria própria, 2022.

Na Tabela 4, o valor médio de idade das pacientes é de 68 anos, e de dose efetiva é de 4,7mSv o que é inferior à referência. Porém, os exames das pacientes de número 4, 6, 8, 10, 11, 13, 27, 50 e 51; ou seja, esses 9 pacientes dos 55 extrapolaram 7mSv. Assim como, 46 pacientes ficaram abaixo da referência e nenhuma paciente igual. Ou seja, 16,4% das pacientes extrapolaram a dose efetiva de referência. A média de idade das pacientes é de 68 anos, com desvio-padrão igual à 17,7anos; a média de corrente é de 78mA, desvio-padrão de 49,6mA; o tempo de exposição teve média 0,6s e desvio-padrão igual à 0; a largura de colimação do feixe foi de 17mm na média e obteve desvio-padrão 4mm; a alimentação da mesa teve média de 17,5mm, com desvio-padrão de 4,4; a espessura da fatia foi em média 2mm, com desvio-padrão igual à 1,13mm; o fator pitch espiral teve uma média de 1, com desvio-padrão 0,18; o número de séries médio foi 3, com desvio-padrão 1,13; a média de dose efetiva foi de 4,7mSv, com desvio-padrão 3,5mSv. Os parâmetros com maior variação foram a idade e corrente.

Ao observar o comportamento dos Gráfico 1, Gráfico 2, Gráfico 3, Gráfico 4, Gráfico 5, Gráfico 6 e Gráfico 7 nota-se que para melhor visualização do aumento da dose efetiva, os melhores parâmetros são a corrente e o número de séries realizadas. Por isso, os gráficos das tabelas que seguirão conterão esses dados. O Gráfico 9 contém os dados de cA, número de séries e dose efetiva da Tabela 4.

Gráfico 9: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 4; pacientes positivos para COVID-19 com 130kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Com análise do Gráfico 9 nota-se que as pacientes de número 4, 6, 8, 11, 13, 50 e 51 são as que possuem uma configuração que mais contribui para a dose efetiva.

Em seguida, foram separados os dados contidos na planilha Negativo, cujos exames são de pacientes com diagnóstico de COVID-19+ negativo. Na Tabela 5, estão os dados dos exames que contém a tensão igual à 80kV. Ela foi denominada de Negativo\_80 e contém 3 exames.

Tabela 5: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 80kV.

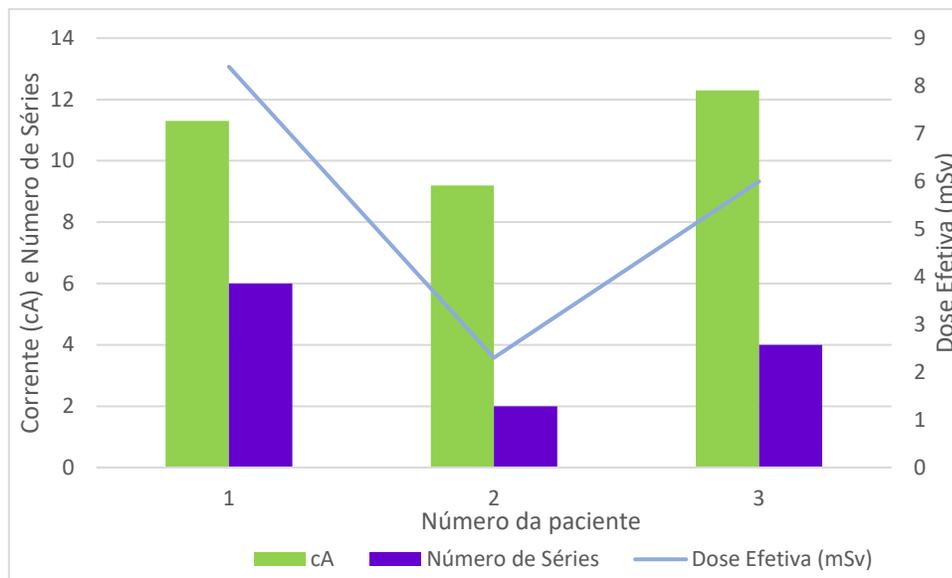
Nº	Id (anos)	mA	T (s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
1	72	113	1	11,2	9	5	0,8	6	8,4
2	72	92	1	11,2	9	5	0,8	2	2,3
3	72	123	1	11,2	9	2	0,8	4	6,0
<b>Média</b>	<b>72</b>	<b>109</b>	<b>1</b>	<b>11,2</b>	<b>9</b>	<b>9</b>	<b>0,8</b>	<b>4</b>	<b>5,6</b>
<b>DP*</b>	<b>0</b>	<b>15,8</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>1,7</b>	<b>0</b>	<b>2</b>	<b>3,1</b>

\*DP = Desvio – Padrão

Fonte: Autoria própria, 2022.

Observa-se que na Tabela 5, uma paciente, a de número 1 de dose efetiva de 8,4mSv, entre as três contidas nela ultrapassou a dose de referência. A idade média das pacientes é de 72 anos. O Gráfico 10 corresponde os dados da Tabela 5. O desvio – padrão da dose efetiva desse grupo de dados é de 3,1mSv.

Gráfico 10: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 5; pacientes negativos para COVID-19 com 80kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

O Gráfico 10 percebe-se que a paciente 1 possui uma maior dose efetiva para uma combinação de corrente e número de séries.

Na Tabela 6, se encontra os dados dos exames de pacientes também negativados para COVID-19. Neles a tensão é de 110kV. A planilha foi chamada de Negativo\_110 e contém 104 exames.

Tabela 6: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 110kV.

Nº	Id (anos)	mA	T (s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
1	62	235	1,0	11,2	9,0	5	0,8	4	25,7
2	62	236	1,0	11,2	9,0	2	0,8	15	95,8
3	62	233	1,0	11,2	9,0	5	0,8	2	12,8
4	81	119	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,7
5	81	126	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,9
6	51	124	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,9
7	51	250	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	5,7
8	87	83	0,533	22,4	33,6	1	1,5	5	3,2
9	87	146	0,533	22,4	33,6	1	1,5	7	7,8
10	87	80	0,533	22,4	33,6	1	1,5	6	3,7
11	70	118	0,551	22,4	32,48	2	1,45	2	1,8
12	70	96	0,551	22,4	32,48	1	1,45	3	2,2
13	68	84	0,533	22,4	33,6	1	1,5	4	2,6

(Continua)

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
14	68	97	0,533	22,4	33,6	1	1,5	5	3,7
15	68	133	0,533	22,4	33,6	1	1,5	6	6,1
16	52	61	0,600	19,2	19,2	2	1	3	2,4
17	52	67	0,600	19,2	19,2	2	1	2	1,7
18	78	25	0,600	19,2	19,2	2	1	4	1,3
19	78	52	0,600	19,2	19,2	5	1	5	3,4
20	78	25	0,600	19,2	19,2	5	1	2	0,7
21	78	32	0,600	19,2	19,2	2	1	3	1,2
22	49	128	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,9
23	49	104	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,6
24	72	232	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	3,6
25	72	152	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	3,5
26	74	119	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	1,8
27	74	101	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	2,3
28	55	76	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	1,8
29	55	105	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	1,6
30	76	115	0,533	22,4	33,6	2	1,5	4	3,5
31	76	133	0,533	22,4	33,6	1	1,5	5	5,1
32	60	211	1,0	11,2	9,0	5	0,8	4	23,1
33	60	206	1,0	11,2	9,0	5	0,8	2	11,3
34	67	144	0,592	22,4	30,24	2	1,35	2	2,7
35	67	156	0,592	22,4	30,24	1	1,35	3	4,4
36	68	81	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	1,9
37	68	76	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	1,2
38	75	165	0,533	22,4	33,6	1	1,5	4	5,1
39	75	89	0,533	22,4	33,6	1	1,5	6	4,1
40	75	130	0,533	22,4	33,6	1	1,5	5	5
41	66	123	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,8
42	66	148	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,3
43	68	206	1,0	11,2	9,0	5	0,8	17	95,7
44	68	207	1,0	11,2	9,0	2	0,8	24	134,3
45	68	209	1,0	11,2	9,0	5	0,8	19	108,5
46	55	72	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	1,7
47	55	98	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,5
48	84	266	0,533	22,4	33,6	1	1,5	9	18,3
49	84	260	0,571	22,4	31,36	2	1,4	2	4,6
50	84	266	0,571	22,4	31,36	1	1,4	3	7,0
51	84	260	0,533	22,4	33,6	1	1,5	8	15,9
52	84	168	0,533	22,4	33,6	1	1,5	7	9,0
53	59	97	0,600	19,2	23,0	2	1,2	4	4,2
<b>(Continua)</b>									

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
54	59	142	0,600	19,2	23,0	2	1,2	5	7,7
55	49	46	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	0,7
56	49	40	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	0,9
57	92	222	0,551	22,4	32,48	2	1,45	6	10,9
58	92	196	0,551	22,4	32,48	2	1,45	2	3,2
59	92	220	0,551	22,4	32,48	2	1,45	3	5,4
60	92	160	0,551	22,4	32,48	5	1,45	4	5,3
61	92	267	0,551	22,4	32,48	5	1,45	5	11,1
62	77	140	0,533	22,4	33,6	5	1,5	5	5,4
63	77	124	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,9
64	77	157	0,533	22,4	33,6	2	1,5	6	7,2
65	77	125	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	2,9
66	77	148	0,533	22,4	33,6	5	1,5	4	4,6
67	57	140	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	3,2
68	57	140	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	3,2
69	57	136	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,1
70	57	136	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,1
71	90	193	0,533	22,4	33,6	5	1,5	5	7,5
72	90	170	0,533	22,4	33,6	5	1,5	4	5,3
73	90	266	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	4,1
74	90	201	0,533	22,4	33,6	2	1,5	6	9,3
75	90	205	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	4,7
76	57	81	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	1,9
77	57	79	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	1,2
78	29	198	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	3,0
79	29	257	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	5,9
80	64	95	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,2
81	64	113	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,7
82	85	115	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,8
83	85	104	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,4
84	83	101	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,3
85	83	133	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,0
86	76	98	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,3
87	76	92	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,4
88	38	37	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	0,9
89	38	45	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	0,7
90	74	173	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,7
91	74	117	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,7
92	38	150	0,533	22,4	33,6	1	1,5	9	10,3
93	38	240	0,533	22,4	33,6	1	1,5	8	14,7

(Continua)

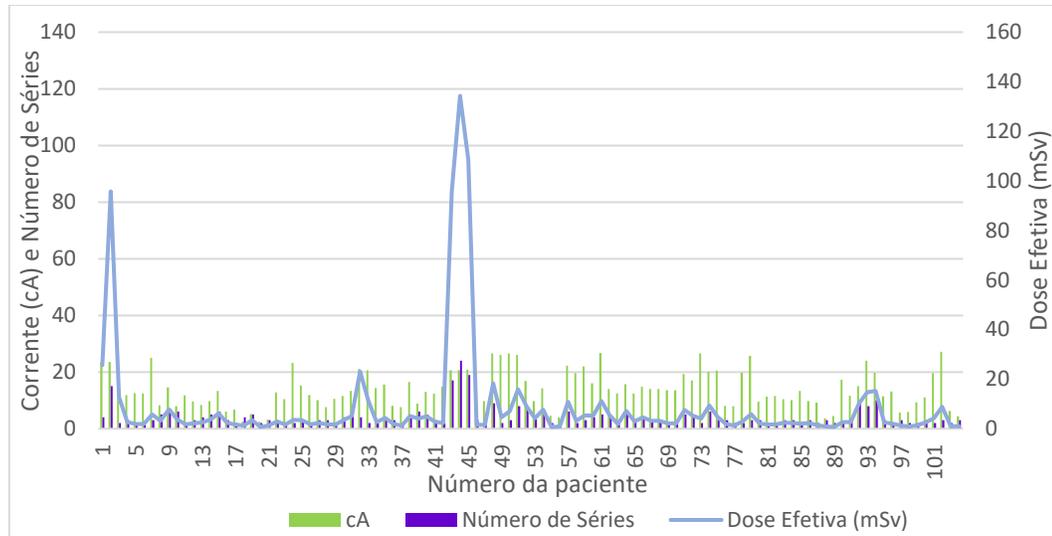
Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
<b>94</b>	38	198	0,533	22,4	33,6	1	1,5	10	15,2
<b>95</b>	67	114	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,6
<b>96</b>	67	131	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	2,0
<b>97</b>	36	57	0,533	22,4	33,6	2	1,5	3	1,3
<b>98</b>	36	59	0,533	22,4	33,6	1	1,5	2	0,9
<b>99</b>	63	93	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,4
<b>100</b>	63	111	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	2,6
<b>101</b>	65	196	0,600	19,2	23,0	2	1,2	2	4,2
<b>102</b>	65	272	0,600	19,2	23,0	2	1,2	3	8,8
<b>103</b>	34	63	0,533	22,4	33,6	2	1,5	2	1,0
<b>104</b>	34	44	0,533	22,4	33,6	1	1,5	3	1,0
<b>Média</b>	<b>67</b>	<b>139</b>	<b>0,58</b>	<b>21,2</b>	<b>30,3</b>	<b>2</b>	<b>1,4</b>	<b>4</b>	<b>3,1</b>
<b>DP*</b>	<b>16,1</b>	<b>65</b>	<b>0,12</b>	<b>3,1</b>	<b>7,3</b>	<b>1,3</b>	<b>0,2</b>	<b>3,5</b>	<b>20,8</b>

\*DP = Desvio – Padrão

Fonte: Autoria própria, 2022.

Com a Tabela 6 é possível reparar que a média das idades é de 67 anos com desvio-padrão igual à 16,1 e da dose efetiva é de 3,1mSv, o que mostra um valor abaixo da referência, porém com desvio padrão de 20,8mSv. Contudo, as pacientes de número 1, 2, 3, 9, 32, 33, 43, 44, 45, 48, 51, 52, 54, 57, 61, 64, 71, 74, 92, 93, 94 e 102, ou seja, 22 pacientes das 104 possuem uma dose acima da referência. A paciente de número 50 igualou sua dose à de referência. Ou seja, 21,15% das pacientes obtiveram o valor de dose efetiva acima da referência. A média de corrente é de 139mA, desvio-padrão de 65mA; o tempo de exposição teve média 0,58s e desvio-padrão igual à 0,12; a largura de colimação do feixe foi de 21,2mm na média e obteve desvio-padrão 3,1mm; a alimentação da mesa teve média de 30,3mm, com desvio-padrão de 7,3mm; a espessura da fatia foi em média 2mm, com desvio-padrão igual à 1,3mm; o fator pitch espiral teve uma média de 1,4, com desvio-padrão 0,2; o número de séries médio foi 4, com desvio-padrão 3,5. Os parâmetros que obtiveram uma maior variação foram a idade, corrente, alimentação da mesa e dose efetiva. O Gráfico 11 contém os dados da Tabela 6.

Gráfico 11: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 6; pacientes negativos para COVID-19 com 110kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Com o estudo do Gráfico 11 verifica-se que as pacientes de número 2, 42, 43, 44 e 45 possuem um conjunto de valores de corrente que contribuem para a dose efetiva elevada. Ressaltando a paciente de número 44, que realizou um total de 24 séries de exames que resultou em 134,3mSv de dose efetiva.

A seguir, se encontra a Tabela 7, que compreende os dados de exames dos pacientes negativos para COVID-19, mas dessa vez com tensão igual à 130kV com um total de 57 exames.

Tabela 7: Dados de exames de TC de pacientes diagnosticados negativamente para COVID-19, cuja tensão é 130kV.

Nº	Id (anos)	mA	T (s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
1	68	70	0,600	9,6	11,5	1,0	1,2	5	5,7
2	68	98	0,600	9,6	11,5	5,0	1,2	3	4,9
3	68	97	0,600	9,6	11,5	2,0	1,2	4	6,4
4	73	273	0,600	19,2	18,2	3,0	0,95	3	17,1
5	73	212	0,600	19,2	18,2	3,0	0,95	4	17,7
6	73	205	0,600	19,2	14,4	3,0	0,75	6	32,4
7	73	230	0,600	19,2	18,2	3,0	0,95	5	24,0
8	55	96	0,600	19,2	19,2	1,5	1,0	3	5,7
9	55	83	0,600	19,2	19,2	1,5	1,0	4	6,5
10	55	91	0,600	19,2	19,2	5,0	1,0	2	3,6
11	63	112	0,600	19,2	25,9	1,5	1,35	2	3,3

(Continua)

Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
12	63	126	0,600	19,2	25,9	1,5	1,35	3	5,5
13	63	112	0,600	19,2	25,9	1,5	1,35	2	3,3
14	74	59	0,600	9,6	11,5	5,0	1,2	3	2,9
15	74	72	0,600	9,6	11,5	1,0	1,2	5	5,9
16	74	73	0,600	9,6	11,5	2,0	1,2	4	4,8
17	82	137	0,600	19,2	15,4	3,0	0,8	2	6,8
18	82	122	0,600	19,2	15,4	3,0	0,8	3	9,0
19	62	267	0,600	19,2	28,8	1,5	1,5	2	7,0
20	62	295	0,600	19,2	28,8	1,5	1,5	3	11,6
21	66	110	0,600	9,6	11,5	2,0	1,2	4	7,2
22	66	153	0,600	9,6	11,5	5,0	1,2	3	7,6
23	66	129	0,600	9,6	11,5	1,0	1,2	5	10,6
24	68	74	0,533	11,2	16,8	5,0	1,5	4	3,5
25	68	83	0,533	11,2	16,8	2,0	1,5	13	12,6
26	68	66	0,533	11,2	16,8	2,0	1,5	6	4,6
27	68	74	0,533	11,2	16,8	5,0	1,5	2	1,7
28	68	85	0,533	11,2	16,8	1,5	1,5	8	7,9
29	58	71	0,600	19,2	19,2	3,0	1,0	3	4,2
30	58	78	0,600	19,2	19,2	3,0	1,0	2	3,1
31	56	46	0,600	9,6	11,5	5,0	1,2	3	2,3
32	56	115	0,600	9,6	11,5	1,0	1,2	5	9,4
33	56	60	0,600	9,6	11,5	2,0	1,2	4	3,9
34	39	108	0,600	19,2	15,4	1,5	0,8	5	13,2
35	39	106	0,600	19,2	15,4	5,0	0,8	2	5,3
36	39	107	0,600	19,2	15,4	1,5	0,8	4	10,5
37	40	82	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	3	4,6
38	40	162	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	2	6,1
39	57	242	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	2	9,1
40	57	242	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	3	13,6
41	55	113	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	3	6,4
42	55	217	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	2	8,2
43	72	84	0,600	19,2	19,2	1,5	1,0	4	6,6
44	72	84	0,600	19,2	19,2	1,5	1,0	4	6,6
45	72	83	0,600	19,2	19,2	1,5	1,0	3	4,9
46	72	115	0,600	19,2	19,2	5,0	1,0	2	4,6
47	100	78	0,600	9,6	11,5	1,0	1,2	5	6,4
48	100	80	0,600	9,6	11,5	2,0	1,2	4	5,3
49	100	83	0,600	9,6	11,5	5,0	1,2	3	4,1
50	24	118	0,600	19,2	26,9	1,5	1,4	3	5,0
51	24	65	0,600	19,2	26,9	1,5	1,4	2	1,8
<b>(Continua)</b>									

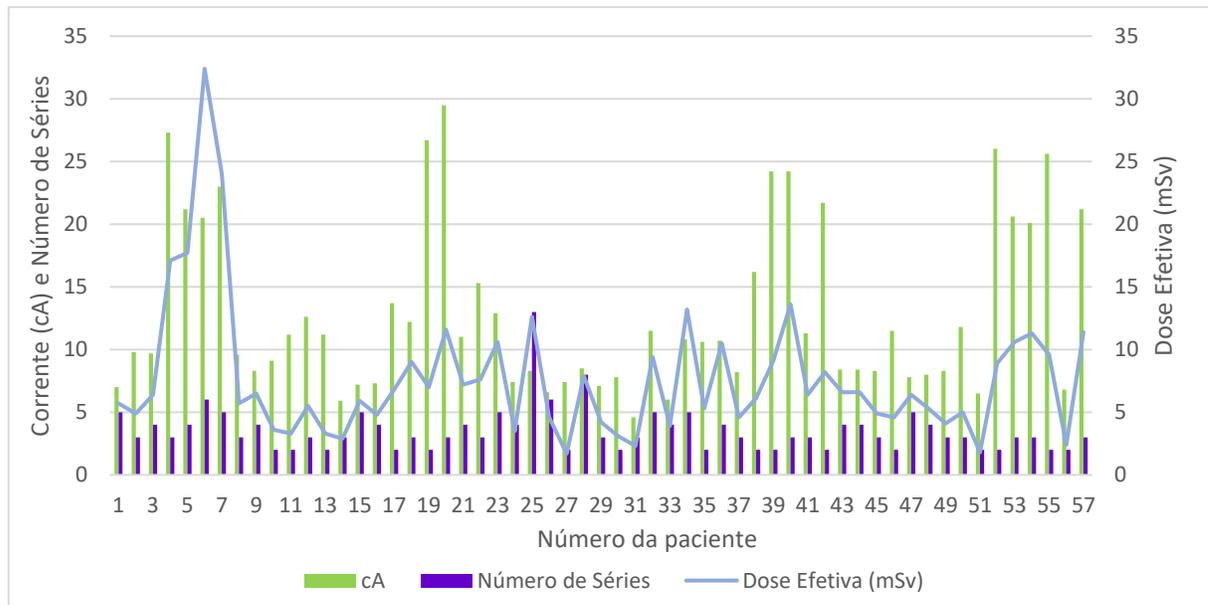
Nº	Id (anos)	mA	T(s)	L (mm)	TF (mm)	ST (mm)	FSP	SN	Dose Efetiva (mSv)
<b>(Conclusão)</b>									
52	79	260	0,600	19,2	22,1	3,0	1,15	2	8,9
53	79	206	0,600	19,2	22,1	3,0	1,15	3	10,6
54	76	201	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	3	11,3
55	76	256	0,600	19,2	20,2	3,0	1,05	2	9,6
56	76	68	0,600	19,2	21,1	1,5	1,1	2	2,4
57	76	212	0,600	19,2	21,1	1,5	1,1	3	11,4
<b>Média</b>	<b>65</b>	<b>129</b>	<b>0,590</b>	<b>16</b>	<b>17,8</b>	<b>2,6</b>	<b>1,14</b>	<b>3,5</b>	<b>7,7</b>
<b>DP*</b>	<b>15,5</b>	<b>67,6</b>	<b>0,02</b>	<b>4,4</b>	<b>4,9</b>	<b>1,3</b>	<b>0,2</b>	<b>1,8</b>	<b>5,4</b>

**\*DP = Desvio – Padrão**

Fonte: Autoria própria, 2022.

Na Tabela 7 a média de idade foi de 65 anos com desvio-padrão igual à 15,5anos. A dose efetiva de 7,7mSv com desvio-padrão 5,4mSv, o que extrapola a dose de referência de 7mGy. As numerações das pacientes que ultrapassaram valor de referência são 4, 5, 6, 7, 18, 20, 21, 22, 23, 25, 28, 32, 34, 36, 39, 40, 42, 52, 53, 54, 55 e 57, ou seja, 22 pacientes de 57 excederam a referência. O número de pacientes que tiveram dose abaixo da referência foram 34. A paciente de número 19 teve a dose efetiva igual a dose de referência. Ou seja, 38,6% das pacientes excederam a dose efetiva de referência. a média de corrente é de 129mA, desvio-padrão de 67,6mA; o tempo de exposição teve média 0,59s e desvio-padrão igual à 0,02s; a largura de colimação do feixe foi de 16mm na média e obteve desvio-padrão 4,4mm; a alimentação da mesa teve média de 17,8mm, com desvio-padrão de 4,9mm; a espessura da fatia foi em média 2,6mm, com desvio-padrão igual à 1,3mm; o fator pitch espiral teve uma média de 1,14, com desvio-padrão 0,2; o número de séries médio foi 3,5, com desvio-padrão 1,8; a média de dose efetiva foi de 7,7mSv, com desvio-padrão 5,4mSv. Os parâmetros que obtiveram uma maior variação foram a idade, corrente e dose efetiva. O Gráfico 13 foi montado com os dados da Tabela 7.

Gráfico 12: Representação gráfica da corrente (cA), Número de Séries e Dose Efetiva da Tabela 7; pacientes negativos para COVID-19 com 130kV.



Fonte: Autoria própria, 2022.

Nota-se, com o Gráfico 12, que as pacientes de número 4, 5, 6, 34, 40, 53 e 54 são as com maiores doses efetivas recebidas.

Com todos os dados apresentados nas Tabelas 3, 4, 5, 6 e 7, foi montada a Tabela 8. Dessa forma, a visualização dos exames que excederam ou igualam a dose de referência igual à 7mSv é facilitada. A Tabela 8 é composta pelos seguintes enunciados: número da tabela que o exame se encontra – como meio de localização, o N° do exame da sua tabela original, o SN – número de séries realizadas, a Dose Efetiva e o valor de risco que foi calculado utilizando o site X-RayRisk.com (Hanley, Koonce, & Bradshaw, 2018).

Tabela 8: Dados dos exames que excederam o valor de referência igual à 7mSv, contendo a localização de cada dado, o número de séries realizadas, a dose efetiva e o valor adicional de risco causado pela realização dos exames.

N° da linha	Tabela	N°	SN	mA	Dose Efetiva (mSv)	Valor de Risco (%)
1	3	13	5	127	10,3	0,165
2	3	20	6	261	31,4	0,64
3	3	33	8	137	8,4	0,212
4	3	34	6	163	7,5	0,14
(Continua)						

Nº da linha	Tabela	Nº	SN	mA	Dose Efetiva (mSv)	Valor de Risco (%)
<b>(Conclusão)</b>						
5	3	42	5	262	<u>21,2</u>	0,247
6	3	43	5	262	<u>21,2</u>	0,247
7	3	44	5	262	<u>21,2</u>	0,247
8	3	45	5	262	<u>21,2</u>	0,247
9	3	46	5	262	<u>21,2</u>	0,247
10	3	49	<u>6</u>	264	<u>20,6</u>	0,246
11	3	50	4	260	<u>13,5</u>	0,107
12	3	51	5	256	<u>16,6</u>	0,165
13	4	4	4	196	<u>12,9</u>	0,102
14	4	6	5	167	<u>13,7</u>	0,138
15	4	8	<u>6</u>	171	<u>13,5</u>	0,166
16	4	10	<u>7</u>	107	<u>9,8</u>	0,134
17	4	11	5	154	<u>12,6</u>	0,8
18	4	13	4	161	<u>10,6</u>	0,533
19	4	27	4	81	<u>7,9</u>	0,096
20	4	50	3	190	<u>11,3</u>	0,23
21	4	51	4	168	<u>13,3</u>	0,273
22	5	1	<u>6</u>	113	<u>8,4</u>	0,153
23	6	1	4	235	<u>25,7</u>	0,449
24	6	2	<u>15</u>	236	<u>95,8</u>	6,4
25	6	3	2	233	<u>12,8</u>	0,108
26	6	9	<u>7</u>	146	<u>7,8</u>	0,094
27	6	32	4	211	<u>23,1</u>	0,443
28	6	33	2	206	<u>11,3</u>	0,106
29	6	43	<u>17</u>	206	<u>95,7</u>	5,91
30	6	44	<u>24</u>	207	<u>134,3</u>	11,79
31	6	45	<u>19</u>	209	<u>108,5</u>	7,52
32	6	48	<u>9</u>	266	<u>18,3</u>	0,345
33	6	50	3	266	<u>7</u>	0,045
<b>(Continua)</b>						

Nº da linha	Tabela	Nº	<u>SN</u>	mA	<u>Dose Efetiva (mSv)</u>	Valor de Risco (%)
<b>(Conclusão)</b>						
<b>34</b>	6	51	<u>8</u>	260	<u>15,9</u>	0,255
<b>35</b>	6	52	<u>7</u>	168	<u>9</u>	0,134
<b>36</b>	6	54	5	142	<u>7,7</u>	0,174
<b>37</b>	6	57	<u>6</u>	222	<u>10,9</u>	0,097
<b>38</b>	6	61	5	267	<u>11,1</u>	0,089
<b>39</b>	6	64	<u>6</u>	157	<u>7,2</u>	0,113
<b>40</b>	6	71	5	193	<u>7,5</u>	0,0607
<b>41</b>	6	74	<u>6</u>	201	<u>9,3</u>	0,0936
<b>42</b>	6	92	<u>9</u>	150	<u>10,3</u>	0,915
<b>43</b>	6	93	<u>8</u>	240	<u>14,7</u>	1,138
<b>44</b>	6	94	<u>10</u>	198	<u>15,2</u>	1,525
<b>45</b>	6	102	3	272	<u>8,8</u>	0,097
<b>46</b>	7	4	3	273	<u>17,1</u>	0,158
<b>47</b>	7	5	4	212	<u>17,7</u>	0,21
<b>48</b>	7	6	<u>6</u>	205	<u>32,4</u>	0,594
<b>49</b>	7	7	5	230	<u>24</u>	0,371
<b>50</b>	7	18	3	122	<u>9</u>	0,061
<b>51</b>	7	19	2	267	<u>7</u>	0,0629
<b>52</b>	7	20	3	295	<u>11,6</u>	0,148
<b>53</b>	7	21	4	110	<u>7,2</u>	0,11
<b>54</b>	7	22	3	153	<u>7,6</u>	0,0823
<b>55</b>	7	23	5	129	<u>10,6</u>	0,196
<b>56</b>	7	25	<u>13</u>	83	<u>12,6</u>	0,572
<b>57</b>	7	28	<u>8</u>	85	<u>7,9</u>	0,205
<b>58</b>	7	32	5	115	<u>9,4</u>	0,248
<b>59</b>	7	34	5	108	<u>13,2</u>	0,639
<b>60</b>	7	36	4	107	<u>10,5</u>	0,393
<b>61</b>	7	39	2	242	<u>9,1</u>	0,096
<b>62</b>	7	40	3	242	<u>13,6</u>	0,207
<b>(Continua)</b>						

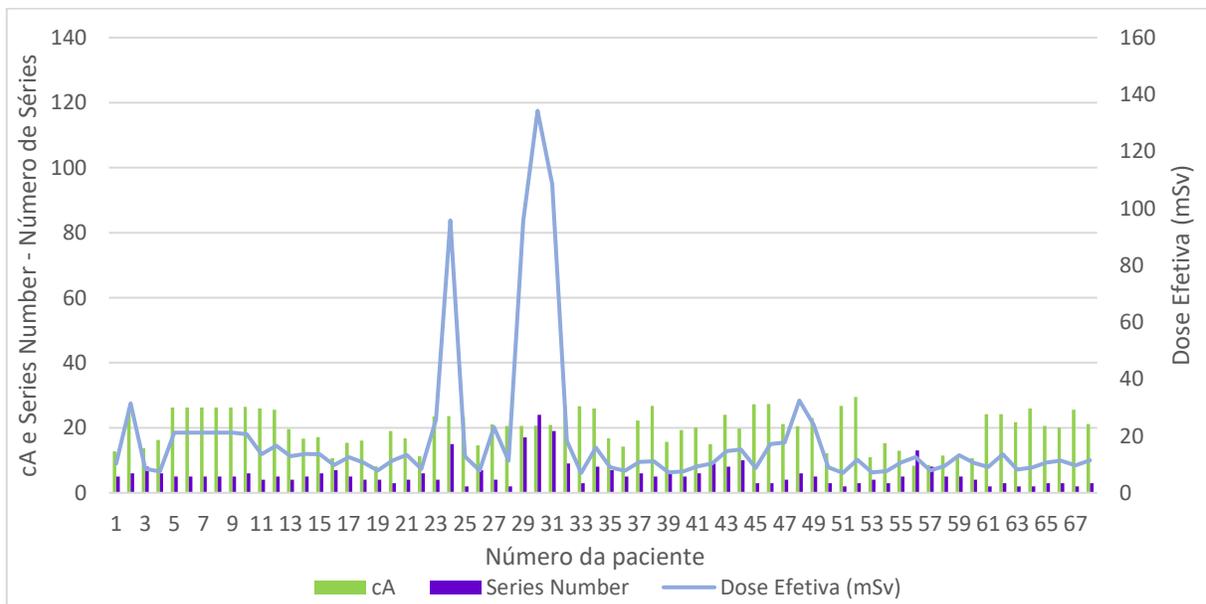
Nº da linha	Tabela	Nº	SN	mA	Dose Efetiva (mSv)	Valor de Risco (%)
<b>(Conclusão)</b>						
<b>63</b>	7	42	2	217	<u>8,2</u>	0,0912
<b>64</b>	7	52	2	260	<u>8,9</u>	0,0403
<b>65</b>	7	53	3	206	<u>10,6</u>	0,0756
<b>66</b>	7	54	3	201	<u>11,3</u>	0,092
<b>67</b>	7	55	2	256	<u>9,6</u>	0,0502
<b>68</b>	7	57	3	212	<u>11,4</u>	0,09
<b>Média</b>	-	-	<u>5,7</u>	<b>198,6</b>	<b>18,78</b>	<b>0,17</b>
<b>DP*</b>			<u>4,0</u>	<b>57,9</b>	<b>23,64</b>	<b>1,9</b>

**\*DP = Desvio – Padrão**

Fonte: Aatoria própria,2022.

Para a montagem do Gráfico 13 foram utilizados os dados da Tabela 8.

Gráfico 13: Dados dos exames que excederam o valor de referência igual à 7mSv de todas as tabelas citadas anteriormente.



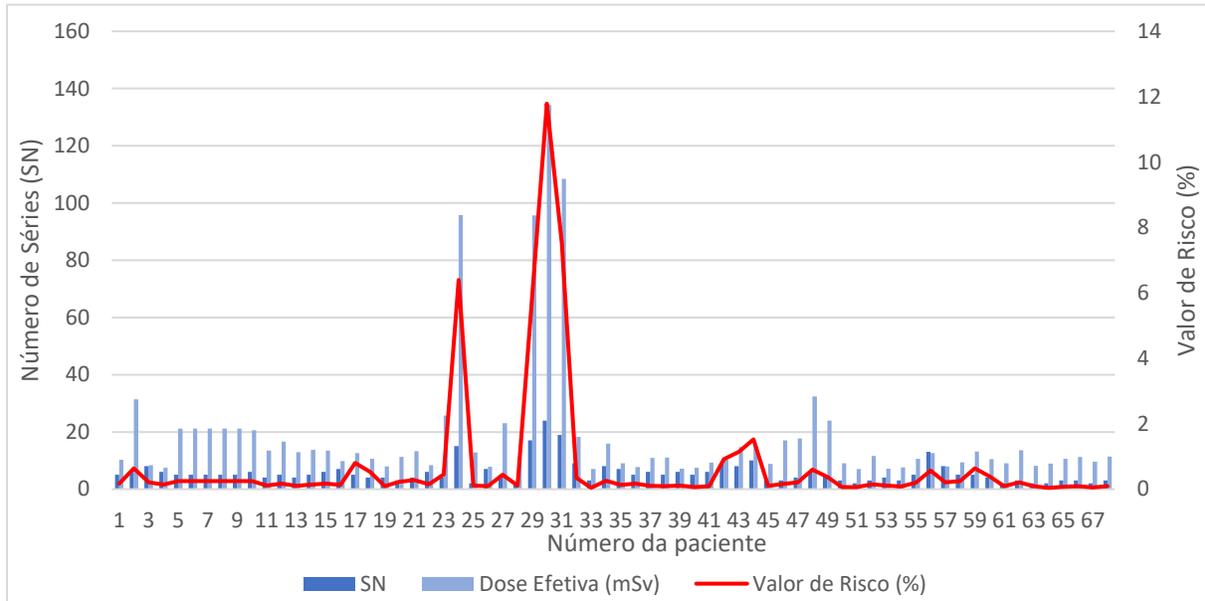
Fonte: Aatoria própria, 2022.

Com a análise dos resultados obtidos na Tabela 8 percebe-se que o risco adicional é diretamente dependente com a idade da paciente, com a quantidade de séries realizadas e com a dose efetiva. Ou seja, quando maior esses três fatores, maior será o risco adicional da realização

do exame. A quantidade de exames totais de COVID-19 positivos foram 109, desse total 21 pacientes receberam dose efetiva acima da referência, ou seja, 19,27% receberam doses elevadas e 80,73% receberam doses inferiores. Já para COVID-19 negativo, dos 164 pacientes 45, ou seja, aproximadamente 27,4% receberam doses elevadas e 72,6% receberam doses inferiores. Do total de 273 exames de pacientes, 24,18% delas receberam doses superiores à 7mSv. Dentre o agrupamento de dados os que mais tiveram maior variação na dose efetiva foram os dados na Tabela 6 com o desvio – padrão igual à 20,8mSv.

Com o agrupamento dos dados, que excedem o valor de referência para a dose efetiva, é possível observar que 23 exames de um total de 68 mostrados na Tabela 8 possuem seu número de séries realizadas acima da média geral igual a 6 séries. Isso mostra que a quantidade de exames realizados por aquela paciente é muito maior que a quantidade realizada pelas outras pacientes. As pacientes que mais excederam o valor médio de séries foram: na linha 24 da Tabela 8 (originalmente esta paciente foi apresentada como a segunda paciente da Tabela 6), a qual realizou um total de 15 séries de exames para a mesma região do corpo, o que totalizou 95,8mSv de dose efetiva e representa um aumento de 6,4% no risco adicional de carcinoma; na linha 29 da Tabela 8 (originalmente esta paciente foi apresentada como a 43<sup>a</sup> paciente da Tabela 6), a paciente realizou um total de 17 séries, resultando em 95,7mSv, que representa um aumento de 5,91% de risco de carcinoma; na linha 30 da Tabela 8 (originalmente esta paciente foi apresentada como a 44<sup>a</sup> paciente da Tabela 6), a paciente realizou 24 séries, 134mSv, que representa um aumento de 11,79% de risco de carcinoma; na linha 31 da Tabela 8 (originalmente esta paciente foi apresentada como a 45<sup>a</sup> paciente da Tabela 6), a paciente realizou 19 séries, 108,5mSv, que representa um aumento de 5,52% de risco; na linha 56 da Tabela 8 (originalmente esta paciente foi apresentada como a 25<sup>a</sup> paciente da Tabela 7) a paciente realizou 13 séries, 12,6mSv, que representa um aumento de 0,572% de risco. O Gráfico 14 foi elaborado com o valor do número de séries, dose efetiva e risco adicional de carcinoma.

Gráfico 14: Representação gráfica do número de séries, dose efetiva e valor de risco adicional de carcinoma.



Fonte: Autoria própria, 2022.

No Gráfico 14 é possível notar que o risco adicional tem relação com a dose efetiva e o número de séries realizadas em uma paciente, como pode-se observar nas pacientes de número 29, 30 e 31.

Na Tabela 8, o valor de dose efetiva desse agrupamento de dados excede o valor de referência proposto, a média de dose efetiva foi de 18,8mSv, ou seja, os parâmetros utilizados nos exames e a quantidade de exames realizados estão diretamente ligados com esse valor de dose. Porém, como observado na paciente da linha 56 da Tabela 8, mesmo com uma dose efetiva elevada, o risco não depende apenas do valor de dose, mas também da idade da paciente – quanto maior, maior será o fator de risco relacionado a idade. A fim de reduzir os valores de dose efetiva são necessários meios para a otimização dos parâmetros de exames de imagens. Assim como, a redução de repetições de sequência de exames para a mesma região do corpo em um curto período.

## 5. CONCLUSÃO

Com esse trabalho foi exposto que os parâmetros que influenciam para o aumento da dose são a corrente, tempo de exposição, a espessura da fatia e o número de séries realizadas; aqueles que contribuem para a diminuição da dose são a largura de colimação total do feixe, alimentação da mesa por rotação e fator de *pitch* espiral.

Também conclui-se que o valor de risco de câncer em mulheres adultas tem dependência direta com o número de séries, com a dose efetiva e a idade da paciente. Assim como, é observável a influência da quantidade de séries de exames realizadas com a dose efetiva. Contudo, além dos parâmetros já destacados, todos os outros analisados neste trabalho influenciam na dose recebida pela paciente.

Conclui-se que durante a pandemia da COVID-19, os exames de TC serviam como modo de acompanhar o avanço da infecção. Em pacientes do sexo feminino, em um futuro próximo, pode ocorrer um aumento na dose efetiva, o que leva à um aumento significativo no risco de carcinoma, levando em conta as doses recebidas em exames de rotina, como o exame de mamografia realizado de 2 em 2 anos, para mulheres acima de 49 anos como é o caso apresentado nesse estudo, no qual a média de idade das mulheres varia de 65 – 72 anos.

Em geral, tanto as tabelas de pacientes com COVID-19 quanto as tabelas com pacientes sem COVID-19, apresentam pacientes com doses acima da dose de referência. Porém os piores casos de doses elevadas estão entre os exames de pacientes sem COVID-19. Nestes exames além da dose média ser maior que a dose de referência, os desvios-padrões são muito maiores que as médias.

Dessa forma, se torna ainda mais evidente necessidade da implementação de princípios de proteção radiológica, ou seja, ter uma justificativa da prática e das exposições dos pacientes à radiação, a otimização da proteção radiológica, entre outros. A adoção do princípio ALARA – dose tão baixa quanto razoavelmente exequível – é, também, de fundamental importância, para fazer com que haja uma minimização da dose entregue aos pacientes.

## REFERÊNCIAS

- Abdullah, A., Sun, Z., Pongnapang, N., & Ng, K.-H. (2012). Comparison of computed tomography dose reporting software. *Radiation protection dosimetry*, 151, 153–157.
- Almeida, R. J. (2007). RONALDO J. DE ALMEIDA ESTUDO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO, COM ÊNFASE NOS RAIOS-X.
- Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.
- Calil, S. J. (2001). Análise do setor de saúde no Brasil na área de equipamentos médico-hospitalares. Em *Brasil: radiografia da saúde* (pp. 91–121).
- Carvalho, A. C. (2007). História da tomografia computadorizada. *Revista Imagem*, 29, 61–66.
- Charles, M. W. (2008). ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP. *ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP*. Oxford University Press.
- Council, N. R. (2006). Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2.
- Dance, D. R. (2019). Diagnostic radiology physics a handbook for teachers and students.
- DICOM®. (13 de 02 de 2022). *PS3.IDICOM PS3.1 2022a - Introduction and Overview*. Fonte: [dicom.nema.org: https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part01.pdf](https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part01.pdf)
- dos Santos JuniorI, J. A., JansonNey, M. S., & de Souza FonsecaIII, G. V. (2020). Dose efetiva de radiação nos exames de tomografia computadorizada: um estudo retrospectivo e descritivo. *REVISTA DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO• VOLUME 25• EDIÇÃO 2*, 46.
- Facina, T. (2016). Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 62, 59–60.
- Ferreira, D. L. (2021). Análise da distribuição de aparelhos de tomografia computadorizada no Brasil 2008-2020.
- Ficel, M. O. (s.d.). *SAIBA O QUE É PACS E DICOM*. Fonte: [tecnologiaradiologica: http://www.tecnologiaradiologica.com/materia\\_pacs\\_dicom.htm](http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_pacs_dicom.htm)
- Hanley, M., Koonce, J., & Bradshaw, M. (28 de Janeiro de 2018). *www.xrayrisk.com*. Fonte: X-RayRisk: <https://www.xrayrisk.com/index.php>
- Hospital São José. (13 de Fevereiro de 2019). *A importância dos Exames de Diagnóstico por Imagem - A evolução tecnológica auxiliando na descoberta de doenças*. Fonte: [hsjose: https://www.hsjose.com.br/noticias/ver/importancia-exames-diagnostico-por-imagem-447](https://www.hsjose.com.br/noticias/ver/importancia-exames-diagnostico-por-imagem-447)

- INCA. (2019). *ATUALIZAÇÃO EM MAMOGRAFIA PARA TÉCNICOS EM RADIOLOGIA*. Fonte: inca.gov: [https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/2a\\_edicao\\_atualizacao\\_em\\_mamografia\\_para\\_tecnicos\\_em\\_radiologia\\_2019.pdf](https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/2a_edicao_atualizacao_em_mamografia_para_tecnicos_em_radiologia_2019.pdf)
- Jales, R. M. (December de 2015). *Bases físicas da mamografia*. Fonte: Dr.Pixel: <https://drpixel.fcm.unicamp.br/conteudo/bases-fisicas-da-mamografia>
- Khoury, P. D., Kramer, P. D., Cassola, D. V., Milian, P. D., de Melo Lima, P. D., Viera, P. D., . . . Silva, C. T. (22 de Setembro de 2014). *caldose.org*. Fonte: CalDose: <http://caldose.org/caldose/Introducao.aspx>
- Loureiro, S., Simões, B., Aragão, E., Mota, F., Moura, H., & Damasceno, L. (2007). Diffusion of medical technology and equity in health in brazil: an exploratory analysis. *The European Journal of Development Research*, 19, 66–80.
- Marques, J. B. (2020). Determinação das curvas de transmissão de feixes de raios X utilizados em mamografia digital contrastada.
- Mettler, F. A., Huda, W., Yoshizumi, T. T., & Mahesh, M. (2008, July). Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology*, 248(1), 254-63.
- Mildenberger, P., Eichelberg, M., & Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *European radiology*, 12, 920–927.
- Mourão, A. P. (2018). *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. Difusão Editora.
- Navarro, M. V., Leite, H. J., Alexandrino, J. d., & Costa, E. A. (2008). Controle de riscos à saúde em radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica. *História, Ciências, Saúde-Manguinhos*, 15, 1039–1047.
- Okuno, E. (2018). *Radiação: efeitos, riscos e benefícios*. Oficina de Textos.
- Okuno, E., & Yoshimura, E. M. (2016). *Física das radiações*. Oficina de Textos.
- Pianykh, O. S. (2012). What is DICOM? Em *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)* (pp. 3–5). Springer.
- Podgoršak, E. B. (2006). *Radiation physics for medical physicists* (Vol. 1). Springer.
- Protection, R. (2007). ICRP publication 103. *Ann ICRP*, 37, 2.
- Puech, P. A., Boussel, L., Belfkih, S., Lemaitre, L., Douek, P., & Beuscart, R. (2007). DicomWorks: software for reviewing DICOM studies and promoting low-cost teleradiology. *Journal of Digital Imaging*, 20, 122.

- Rosset, A., Spadola, L., & Ratib, O. (2004). OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *Journal of digital imaging*, 17, 205–216.
- Saez, D. M. (2009). Avaliação da influência dos formatos DICOM e JPEG na reprodutibilidade de pontos cefalométricos em Telerradiografia digital em Norma Frontal.
- Sannikov, A. V., & Savitskaya, E. N. (1997). Ambient Dose Equivalent Conversion Factors for High Energy Neutrons Based on the ICRP 60 Recommendations. *Radiation Protection Dosimetry*, 70, 383–386. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a031982
- Sistema Único de Saúde. (12 de Junho de 2002). *tabnet.datasus*. Fonte: datasus: <http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/LivroIDB/2edrev/e18.pdf>
- Skiljan, I. (2012). IrfanView. URL <http://irfanview.tuwien.ac.at/>. Retrieved June.
- Softneta. (07 de March de 2022). *dicomlibrary*. Fonte: DICOM Library: <https://www.dicomlibrary.com/>
- Stamm, G., & Nagel Dieter, H. (2014). *CT-Expo V 2.3*. Fonte: <https://manualzz.com/doc/7101198/ct-expo-v-2.3>
- Stamm, G., & Nagel, H. D. (2002). CT-Expo - a novel program for dose evaluation in CT. *RoeFo - Fortschritte auf dem Gebiete der Roentgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, 174, 1570-1576. Fonte: [http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:34039421](http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:34039421)
- Tauhata, L., Salati, P. A., Di Prinzio, R., & Di Prinzio, A. R. (2003). *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. CBPF.
- Varma, D. R. (2012). Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist. *Indian Journal of Radiology and Imaging*, 22, 4–13.
- Vayá, M. d., Saborit, J. M., Montell, J. A., Pertusa, A., Bustos, A., Cazorla, M., . . . García-García, F. (2020). Bimcv covid-19+: a large annotated dataset of rx and ct images from covid-19 patients. *arXiv preprint arXiv:2006.01174*.
- Warren-Forward, H. M., & Millar, J. S. (1995). Optimization of radiographic technique for chest radiography. *The British journal of radiology*, 68, 1221–1229.