

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA  
CATARINA  
CÂMPUS FLORIANÓPOLIS  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA - DASS**

**RODRIGO JOÃO NUNES**

**ANÁLISE DA DOSE E QUALIDADE DE IMAGEM EM EXAMES  
TOMOGRÁFICOS TORÁDICOS**

**FLORIANÓPOLIS, 2021.**

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA  
CATARINA  
CÂMPUS FLORIANÓPOLIS  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA - DASS**

**RODRIGO JOÃO NUNES**

**ANÁLISE DA DOSE E QUALIDADE DE IMAGEM EM EXAMES  
TOMOGRÁFICOS TORÁDICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

Orientador:  
Prof. Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

**FLORIANÓPOLIS, 2021.**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Nunes, Rodrigo João

Análise da Dose e Qualidade de Imagem em Exames Tomográficos Torácicos / Rodrigo João Nunes; orientação de Flávio Augusto Penna Soares. – Florianópolis, SC, 2021. 48 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. CST em Radiologia. Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços.

Inclui Referências.

1. Tomografia Computadorizada por Raios X. 2. Proteção Radiológica. 3. Doses de Radiação. 4. Controle de Qualidade.
- I. Flávio Augusto Penna Soares. II. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina. Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços. III. Título.

# ANÁLISE DA DOSE E QUALIDADE DE IMAGEM EM EXAMES TOMOGRÁFICOS TORÁCICOS

RODRIGO JOÃO NUNES

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Tecnólogo em Radiologia e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 14 de setembro de 2021.

Banca Examinadora:



Documento assinado digitalmente  
FLAVIO AUGUSTO PENNA SOARES  
Data: 20/09/2021 21:20:44-0300  
CPF: 479.030.070-68

---

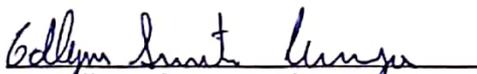
Flávio Augusto Penna Soares, Dr.



Documento assinado digitalmente  
daiane.cristini@DAIANE CRISTINI BARBOSA DE S  
Data: 22/09/2021 07:14:49-0300  
CPF: 368.317.578-80

---

Daiane Cristini Barbosa de Souza, Dra.

  
Tallyson Sarmiento Alvarenga, Dr.

“Se você não está disposto a arriscar,  
esteja disposto a uma vida comum.”

Jim Rohn

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família, por me apoiar durante toda minha trajetória acadêmica;

A meus amigos, que sempre se fizeram presentes nos momentos em que mais precisei;

A meus professores, por todo ensinamento compartilhado;

A meu orientador prof. Dr. Flávio Penna, por ter me auxiliado desde a criação do tema até a conclusão do projeto;

Ao Hospital Universitário e seus colaboradores, pela experiência em proteção radiológica e gestão, além do crescimento pessoal;

À prof.<sup>a</sup> Dra. Sandra Rua Ventura e ao Instituto Politécnico do Porto por me acolherem em terras tão distantes.

À Clínica Bionuclear e seus colaboradores, por me fazerem me apaixonar pelo cuidado e atendimento ao paciente.

## RESUMO

A tomografia computadorizada tem sido cada vez mais difundida para o diagnóstico de diversas patologias, além de ter seu acesso mais facilitado para a população. Contudo, a utilização do tomógrafo ocasiona doses mais elevadas se comparado com outros exames de imagem, fazendo-se necessárias pesquisas com objetivo de analisar dose e qualidade de imagem, neste caso de exames tomográficos torácicos. Este projeto pesquisou por meio de um banco de dados de um Serviço de Tomografia Computadorizada em uma cidade de Portugal, um total de 40 exames de tórax, sendo estes 20 exames contrastados e 20 não contrastados. Foram analisados os fatores de dose, como DLP e CTDI e fatores de qualidade de imagem, como SNR. Para os exames não contrastados, os valores de DLP quando se comparado entre si, possuem um desvio padrão de 117,77, e para o mesmo descritor, o valor do desvio padrão sobe para 224,23. Após análise dos dados, observou-se uma discrepância não esperada para os valores analisados, sugerindo uma não padronização dos protocolos de realização dos exames tomográficos torácicos.

**Palavras-chave:** Tomografia Computadorizada por Raios X; Proteção Radiológica; Doses de Radiação; Controle de Qualidade.

## ABSTRACT

The Computed tomography has been increasingly widespread for the diagnosis of various pathologies, in addition to having easier access for the population. However, the use of tomography results in higher doses compared to other imaging exams, making researches necessary with the objective of analyzing dose and image quality, in this case of thoracic tomographic exams. This project researched through a database of a Computed Tomography Service in a city in Portugal, a total of 40 chest exams, 20 of which were contrast-enhanced and 20 non-contrast. Dose factors such as DLP and CTDI and image quality factors such as SNR were analyzed. For exams not contrasted, the DLP values, when compared to each other, have a standard deviation of 117.77, and for the same descriptor, the value of the standard deviation rises to 224.23. After analyzing the data, an unexpected discrepancy was observed for the values analyzed, suggesting a non-standardization of the protocols for performing the thoracic tomographic exams.

**Keywords:** *Tomography, X-Ray Computed; Radiation Protection; Radiation Dosage; Quality Control.*

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1: Demonstração de pixel, voxel e matriz numa imagem de TC do tórax .....</b>	<b>19</b>
<b>Figura 2: Representação de um fantoma para TC e pontos de medidas do CTDI<sub>w</sub> .....</b>	<b>21</b>
<b>Figura 3: Representação anatômica dos pontos de interesse no corte axial torácico.</b>	<b>27</b>
<b>Figura 4: Corte torácico com as ROIs posicionadas para pesquisa .....</b>	<b>30</b>

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1: ROIs para análise dos exames não contrastados .....</b>	<b>33</b>
<b>Tabela 2: Dados de dose e comprimento de imagem dos exames não contrastados..</b>	<b>35</b>
<b>Tabela 3: ROIs para análise dos exames contrastados .....</b>	<b>37</b>
<b>Tabela 4: Dados de dose e comprimento de imagem dos exames contrastados .....</b>	<b>39</b>
<b>Tabela 5: Estratificação das imagens por anatomia e comprimento .....</b>	<b>42</b>

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: <i>Boxplot</i> das ROIs “a” e “b” .....	34
Gráfico 2: <i>Boxplot</i> das ROIs “c” e “e” .....	34
Gráfico 3: <i>Boxplot</i> da ROI “d” .....	34
Gráfico 4: <i>Boxplot</i> da ROI “f” .....	34
Gráfico 5: <i>Boxplot</i> CTDivol não contrastado .....	36
Gráfico 6: <i>Boxplot</i> DLP não contrastado .....	36
Gráfico 7: <i>Boxplot</i> comprimento não contrastado .....	36
Gráfico 8: <i>Boxplot</i> ROIs “a” e “b” contrastado .....	38
Gráfico 9: <i>Boxplot</i> ROIs “c” e “e” contrastado .....	38
Gráfico 10: <i>Boxplot</i> ROI “d” contrastado .....	38
Gráfico 11: <i>Boxplot</i> ROI “f” contrastado .....	38
Gráfico 12: <i>Boxplot</i> CTDivol contrastado .....	40
Gráfico 13: <i>Boxplot</i> DLP contrastado .....	40
Gráfico 14: <i>Boxplot</i> comprimento contrastado .....	40
Gráfico 15: <i>Boxplot</i> do DLP entre exames não contrastados e contrastados .....	41
Gráfico 16: Comparativo ROI “c” .....	42
Gráfico 17: Comparativo ROI “e” .....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS

ALARA - *As Low As Reasonably Achievable* (Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível);

CTDI - *Computed Tomography Dose Index* (Índice de Dose de Tomografia Computadorizada);

DLP – *Dose-Lengh Product* (Produto Dose-Comprimento);

FOV - *Field of View* (Campo de Visão);

HU - *Hounsfield Unit* (Unidade de Hounsfield);

ROI - *Region of Interest* (Região de Interesse);

RSR - Relação Sinal-Ruído;

TC - Tomografia Computadorizada.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	Problema de pesquisa	16
1.2	Justificativa	16
1.3	Objetivo geral	17
1.4	Objetivos específicos	17
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>18</b>
2.1	Tomógrafo computadorizado e aquisição de imagem	18
2.1.1	Formação da imagem	18
2.2	Fatores físicos e dose	20
2.2.1	Relação Sinal-Ruído	20
2.2.2	CTDI	20
2.2.3	CTDI <sub>w</sub>	21
2.2.4	CTDI <sub>vol</sub>	21
2.3	Indicadores de qualidade de imagem	22
2.3.1	Resolução espacial	22
2.3.2	Resolução de Contraste	22
2.3.3	Ruído	23
2.3.4	Linearidade	23
2.3.5	Uniformidade	23
2.4	Radiobiologia	24
2.4.1	Efeito determinístico	24
2.4.2	Efeito estocástico	24
2.5	Controle de qualidade	25
2.6	Fatores que afetam a qualidade da imagem e dose	26
2.7	Anatomia aplicada	26

<b>3</b>	<b><i>METODOLOGIA</i></b> .....	<b>28</b>
3.1	Contexto da pesquisa.....	30
3.2	Coleta de Dados.....	31
3.3	Análise dos dados.....	31
3.4	Estatística descritiva dos dados .....	31
<b>4</b>	<b><i>RESULTADOS E DISCUSSÃO</i></b> .....	<b>33</b>
4.1	Exames não contrastados.....	33
4.2	Exames contrastados .....	37
4.3	Comparativos de exames .....	40
<b>5</b>	<b><i>CONCLUSÃO</i></b> .....	<b>44</b>
	<b><i>REFERÊNCIAS</i></b> .....	<b>45</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica comumente utilizada nos meios de radiodiagnóstico por imagem médica e consiste na utilização de radiação ionizante. Foi apresentada no ano de 1972 por Godfrey Hounsfield e Allan Cormack, a fim de visualizarem o cérebro humano sem precisar de intervenção cirúrgica sendo posteriormente aprimorada para a visualização de outras partes do corpo (CARVALHO, 2007).

Com o avanço tecnológico e a redução dos custos de um exame tomográfico, estes exames têm sido cada vez mais recomendados aos pacientes, pelo seu papel importante na realização de um diagnóstico e/ou seguimento de patologias. De acordo com dados apresentados por Dovalés e colaboradores (2015), o número de exames tomográficos aprovados por meio do Sistema Único de Saúde (SUS) no Brasil foram de 540.067 exames para todas as anatomias (exames gerais) no ano de 2008 e 921.485 exames em 2011, uma crescente de 70,62% no número de exames aprovados. Em Portugal continental, o aumento do número de exames realizados foi de 149,1% para os cuidados de saúde primários e 23,2% em meio hospitalar, no ano de 2007, e em 2008 foram de 286.300 exames e 713.300 para os cuidados de saúde primários, representando um crescimento considerável em um curto prazo de tempo (SILVA, 2014).

Pela crescente utilização dos exames de radiodiagnóstico, aumenta-se também a taxa de exposição à radiação nos pacientes, sendo por isso primordial atender a um princípio amplamente difundido, conhecido em Proteção Radiológica como o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable/Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível*) que explicita a necessidade de utilizar a menor dose possível no paciente, e sem perder o valor diagnóstico do exame requerido. Tal princípio é firmado por leis em alguns países, tais como a RDC N°330/19 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária na Seção IV, Subseção I; no capítulo II, n.º 1 do Artigo 13º, do Decreto-Lei n.º 180/2002 do Ministério da Saúde em Portugal e no *Federal Guidance Report (FGR) no. 14/2014 da United States Environmental Protection Agency (EPA)* dos Estados Unidos da América.

Para que o processo da realização do exame aconteça, desde a produção dos fótons de raios X, a aquisição da imagem e o resultado final, uma série de

grandezas físicas e matemáticas são necessárias, assim também como a anatomia desejada no exame. Estas grandezas compreendem desde tipo de radiação a ser utilizada (qualidade da radiação) até algoritmos para diferenciação da quantidade de fótons recebidas, remoção de ruído e reconstrução para o resultado requerido.

Dentro do montante de exames tomográficos realizados, têm-se diversos protocolos, tais como de tórax, abdômen, crânio, além das suas variações dependendo da anatomia e/ou patologia a ser analisada.

A fim de analisar a dose e a qualidade de imagem de exames de tórax, o pesquisador em parceria do Programa de Cooperação Internacional para Estudantes do IFSC (PROPICIE) esteve na cidade do Porto (Portugal) e acompanhou a dinâmica de um serviço de Tomografia Computadorizada (TC) do Centro Hospitalar Gaia/Espinho, com a orientação e supervisão da Profa. Dra. Sandra Rua Ventura. Por meio desta parceria foram fornecidas as imagens de exames tomográficos de tórax de um banco de dados da instituição, que foram utilizadas para a análise e realização deste trabalho.

## **1.1 Problema de pesquisa**

Com o avanço da tecnologia e das pesquisas na área da radiologia, tornou-se comum a procura pela melhora da qualidade da imagem e a utilização de técnicas para redução de dose nos pacientes, principalmente em exames tomográficos, onde a quantidade de fótons irradiados, e conseqüentemente a dose absorvida nos pacientes é elevada.

Considerando a necessidade de seguir as recomendações do princípio ALARA, além dos preceitos legais de garantia de qualidade e proteção radiológica, surge a seguinte pergunta de partida: como estão a dose e qualidade de imagem em exames tomográficos torácicos?

## **1.2 Justificativa**

Com o avanço da tecnologia e das pesquisas na área da radiologia, tornou-se comum a procura pela melhora da qualidade da imagem, para que haja a melhoria

no auxílio do diagnóstico médico a fim de reduzir o erro. Esta melhoria pode ser tanto em parâmetros técnicos, como alteração de corrente, tempo e tensão, como posicionamento ou até aperfeiçoamento de protocolo, levando em consideração o tipo de equipamento, a anatomia do paciente e o estudo em questão (RODRIGUES *et. al.*, 2013).

No Brasil a RDC nº 330 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária traz no artigo 24 a obrigatoriedade da implementação do Programa de Garantia de Qualidade para que justamente tenha-se um controle do bom funcionamento dos equipamentos, assim como evitar falhas humanas e reduzir riscos ao paciente. Além disso, temos no artigo 42 a obrigatoriedade da implementação do Programa de Proteção Radiológica, que garante a segurança e a qualidade dos procedimentos radiológicos.

Em se tratando de TC, utiliza-se uma dose mais elevada, em especial as de tecnologia *multislice* (multicortes) e, por isso, deve-se ter uma maior atenção aos exames mais requisitados, tais como o exame do tórax, já que quando comparada à radiologia convencional, o exame realizado no tomógrafo acarreta em uma dose elevada no paciente (PARENTE, 2013).

### **1.3 Objetivo geral**

Esse trabalho teve o propósito de analisar a dose e qualidade de imagem em exames tomográficos torácicos realizados em pacientes de um serviço em Portuga.

### **1.4 Objetivos específicos**

Este projeto possui os seguintes objetivos específicos:

- a) desenvolver indicadores de qualidade em exames de TC a partir da análise da Relação Sinal-Ruído e  $CTDI_{vol}$  através de ROIs em seis pontos específicos;
- b) correlacionar dose e qualidade de imagem em exames de TC de tórax.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Para que este trabalho pudesse ser realizado, na coleta, análise e discussão dos dados, foram necessárias pesquisas em referenciais teóricos, que permitiram adquirir conhecimentos e aprimorar os conceitos utilizados durante a pesquisa.

### 2.1 Tomógrafo computadorizado e aquisição de imagem

Após criação em 1972, o tomógrafo passou por vários avanços e adaptações sobre o seu funcionamento e capacidade de se realizar diversificados protocolos. Atualmente, o tomógrafo funciona basicamente por meio da captação pelos detectores de fótons de raios X atenuados pelo sítio em estudo, após emissão destes pela ampola radiográfica. Os fótons atenuados são contados e matematicamente convertidos em dados e, após uma série de leituras e transformações, os dados são visualizados de forma bidimensional ou, através das sobreposições bidimensionais, reconstruindo-se uma imagem tridimensional (HOFFMANN, 2010).

Na aquisição da imagem, na sua forma axial, o paciente é colocado no *gantry*, onde o tubo de raios X em oposição a filas de detectores localizados no interior deste descrevem um movimento rotacional ao redor do paciente seguido da translação da mesa. No modo helicoidal, o processo ocorre pela movimentação da mesa e rotação do tubo ao mesmo tempo, podendo ser aderida a tecnologia multidetectores quando múltiplos cortes são realizados por cada rotação (AUGUSTO, 2009).

#### 2.1.1 Formação da imagem

Após captação dos fótons através dos detectores, os dados obtidos são matematicamente reconstruídos por algoritmos, representando a imagem num formato de matriz onde bidimensionalmente os *pixels* formam as linhas e colunas. O

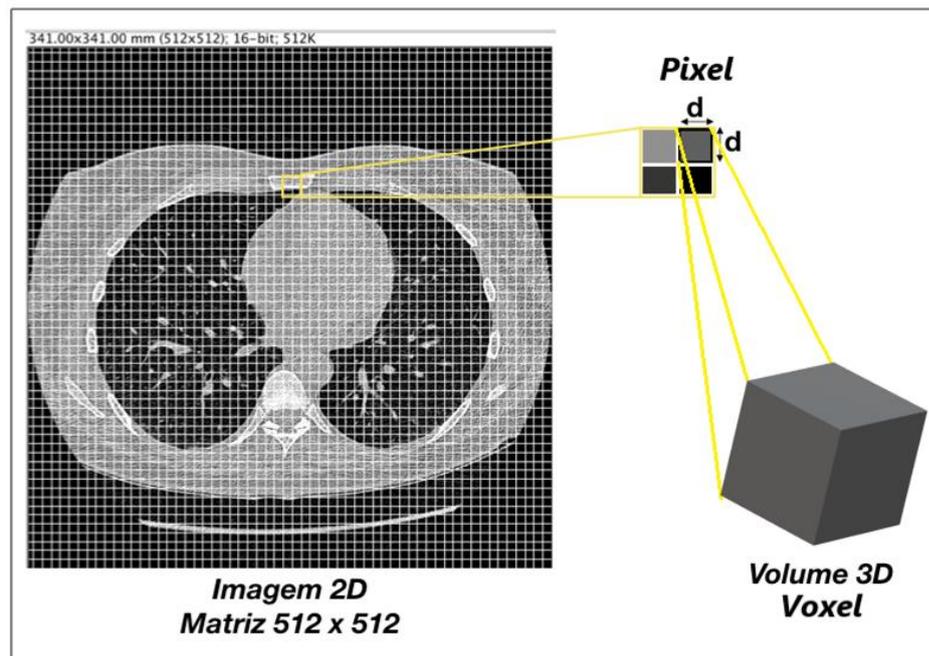
*pixel* é o menor elemento da imagem, quando há o volume (tridimensionalmente) chama-se *voxel*, do qual sua altura representa a espessura do corte. A matriz tem um valor diretamente proporcional na resolução espacial da imagem (CHIU; LIPCAMON; YOU-CHIU, 1995; AUGUSTO, 2009).

Relativamente ao FOV (*Field of View/Campo de Visão*) os autores Rodrigues e Souza (2009) colocam que:

O campo de visão (FOV) representa o tamanho máximo do objeto em estudo que ocupa a matriz, por exemplo, uma matriz pode ter 512 *pixels* em colunas e 512 *pixels* em linhas, e se o campo de visão for de 12 cm, cada *pixel* vai representar cerca de 0,023 cm (12 cm/512). Assim, para o estudo de estruturas delicadas como o ouvido interno, o campo de visão é pequeno, como visto acima, enquanto para o estudo do abdômen o campo de visão é maior, 50 cm (se tiver uma matriz de 512 x 512, então o tamanho da região que cada *pixel* representa vai ser cerca de quatro vezes maior, ou próximo de 1 mm). Não devemos esquecer que um FOV grande representa perda de nitidez e, conseqüentemente, radiação X secundária. (RODRIGUES; SOUZA, 2009, p. 11)

A representação de *pixel*, *voxel*, matriz e FOV pode ser observado na Figura 1.

**Figura 1: Demonstração de *pixel*, *voxel* e matriz numa imagem de TC do tórax**



Fonte: adaptado de BUSHONG (2013).

## 2.2 Fatores físicos e dose

Diferentemente dos fatores de dose aplicados numa radiografia convencional, na tomografia computadorizada, apesar de ser o mesmo conceito na produção da radiação, o paciente é irradiado em 360°, fazendo-se necessário a realização de um estudo mais aprofundado em relação a dose de radiação que o paciente será exposto (AUGUSTO, 2009).

### 2.2.1 Relação Sinal-Ruído

Segundo Andrade (2013, p. 44), “o ruído compreende flutuações estatísticas na intensidade do sinal de uma imagem, que contribui para a degradação da sua qualidade”.

A Relação Sinal-Ruído (RSR), descrita na Equação 1, é caracterizada pela razão entre a quantidade de sinal (S) medido em números de TC (HU ou Unidades de Hounsfield), e a quantidade de ruído obtido pelo desvio padrão ( $\sigma$ ) dos números de TC (HU) é registrada em uma área definida (ROI – *Region of Interest*) em um corte tomográfico. A variação do RSR pode indicar avaria tanto nos detectores assim como ser utilizada para otimizar a qualidade de imagem (JUDY; SWENSSON; SZULC, 1981; CAPELETI, 2010).

$$RSR = \frac{S(HU)}{\sigma} \quad (1)$$

### 2.2.2 CTDI

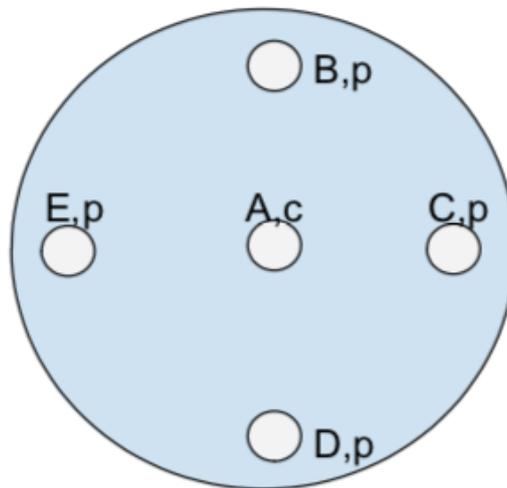
Para a avaliação da quantidade de dose equivalente que seria absorvida em um corte, deve ser utilizada uma medida designada de *Computed Tomography Dose Index* (CTDI). Para se medir o CTDI pode-se utilizar de uma câmara de ionização do tipo lápis ou um dosímetro termoluminescente, devendo realizar-se um teste com a utilização de um fantoma específico para tomografia computadorizada e o medidor sempre em paralelo em relação ao *gantry* (SILVA, 2014). Atualmente, os equipamentos tomográficos já especificam esse valor a cada exame executado.

### 2.2.3 CTDI<sub>w</sub>

Devido ao fato de o valor de dose medido ao longo do fantoma não ser uniforme, é definido o valor de CTDI<sub>w</sub> para um corte axial. Esse valor leva em consideração não somente o fantoma como um todo (uma única medida), mas também o valor de dose obtido em diferentes posições para que seja possível uma medida fidedigna da dose absorvida tanto no centro quanto nas periferias do objeto estudado. O cálculo do valor do CTDI (utilizando-se de uma câmara de ionização tipo lápis) é demonstrado na Equação 2 e entende-se por CTDI<sub>100,c</sub> como o valor medido no centro do fantoma numa câmara irradiada de 100 mm de comprimento (Figura 2), CTDI<sub>100,p</sub> representa a média das medidas realizadas ao redor da medida central e mAs é o valor do produto da corrente pelo tempo em segundos (MEDEIROS, 2009; SILVA, 2014).

**Figura 2: Representação de um fantoma para TC e pontos de medidas do CTDI<sub>w</sub>**

$$CTDI_w = \frac{1}{mAs} \left( \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \right) \quad (2)$$



Fonte: adaptado de BUSHONG (2013).

### 2.2.4 CTDI<sub>vol</sub>

Para que seja medida a dose em relação a um corte com profundidade, levando

em consideração o incremento da mesa e a rotação da ampola (*pitch*), calcula-se o  $CTDI_{VOL}$ , que resulta da razão entre o CTDI ponderado ( $CTDI_W$ ) e o *pitch* demonstrado na Equação 3 (MARQUEZ, 2008; SANTOS, 2012).

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_W}{Pitch} \quad (3)$$

## 2.3 Indicadores de qualidade de imagem

Para Bushong (2010) a qualidade da imagem em TC pode ser avaliada por meio da resolução espacial, resolução de contraste, ruído, linearidade e uniformidade.

### 2.3.1 Resolução espacial

A resolução espacial, de acordo com Santos (2012), “é a distância mínima entre dois pontos de um objeto que se conseguem distinguir”, não podendo ser menor do que o *pixel*, representando assim o detalhe da imagem. Segundo Marquez (2008), a resolução espacial é a capacidade de dois objetos serem apresentados com precisão, mesmo sendo muito pequenos e próximos, e que quanto menores e mais próximos forem os objetos que o sistema conseguir reproduzir, melhor é a resolução espacial.

### 2.3.2 Resolução de Contraste

Entende-se por contraste a diferença entre densidades, por meio dos números de TC capazes de serem identificadas em uma imagem. Esta diferença ocorre pela captação dos feixes de raios X atenuados pelo objeto a ser estudado. A resolução de contraste é a capacidade de distinguir um tecido mole de outro (MARQUEZ, 2008; MEDEIROS, 2009; BUSHONG, 2010).

### 2.3.3 Ruído

Segundo Bushong (2013), define ruído como a variação dos números de TC medidos através de ROIs em um corte na água. Em termos práticos é sabido que o valor da água na escala de Hounsfield é zero, então qualquer variância sobre este valor é considerada ruído, no caso de todos os números de TC possuírem o mesmo valor, o ruído então seria zero. Mas o ruído pode ser avaliado em qualquer porção da imagem que se estima ser homogênea.

### 2.3.4 Linearidade

Os números de TC, ou escala de Hounsfield são valores correspondentes desde -1000 até +3000 para cada *pixel*. Esses valores correspondem respectivamente ao ar (-1000 HU) e ao osso denso (+3000 HU) e estão diretamente interligados com a atenuação dos raios X que interagem no objeto em estudo, sendo o valor na escala diretamente proporcional à atenuação do feixe. A principal vantagem da Escala de Hounsfield é a sua invariância com qualquer parâmetro eletrônico, mecânico ou de processamento computacional. A linearidade se dá pela calibração da água no TC como valor 0 HU e outros tecidos com os números de TC adequados, a fim de se obter uma escala de tons de cinza fidedigna com o que se deseja visualizar nas imagens tomográficas, podendo assim distinguir um tecido de outro (BUSHONG, 2013).

### 2.3.5 Uniformidade

Quando obtemos a imagem de um objeto uniforme e preenchido geralmente com água, onde se espera que o valor de TC seja zero, logo cada *pixel* em diferentes pontos deve apresentar o mesmo valor. A uniformidade pode ser definida como a distribuição uniforme de valores de números de TC nos *pixels* para um objeto estudado de mesmo material (AUGUSTO, 2009).

## 2.4 Radiobiologia

A interação da radiação ionizante no corpo humano pode ser capaz de causar danos tanto irreversíveis ou letais, quanto danos reversíveis ou subletais. Estes possíveis danos se dão por meio da interação da radiação ionizante com o DNA, podendo estas serem de mecanismo direto ou indireto, para além disto temos os efeitos da radiação no produto tempo e dose nomeadamente efeitos determinístico e estocástico (MARTA, 2014; TOLEDO; FERRAGUT; ALMEIDA, 2014).

### 2.4.1 Efeito determinístico

Efeito determinístico é a resposta a curto prazo por uma exposição de alta dose de radiação em um mesmo ponto por um espaço de tempo. Esta exposição pode acarretar reações adversas dentro de um limiar de dose dependendo do tipo de radiação e o local irradiado, que compreendem desde eritemas até Síndrome Aguda da Radiação, sendo de proporção direta o dano causado à exposição. Outra reação muito comum observada no efeito determinístico é a morte celular ou apoptose, que nada mais é que um mecanismo de autodefesa celular para que a célula não se replique após um erro genético causado neste caso pela radiação; dependendo do nível de exposição muitas células podem se autodestruir acarretando má funcionamento do órgão (OKUNO, 2013; DOROW; MEDEIROS, 2019).

### 2.4.2 Efeito estocástico

No efeito estocástico, a soma de reincidências à exposição à radiação ao longo do tempo pode acarretar reações adversas e/ou patologias conhecidas, como o câncer, em longo prazo, devido à incapacidade de regeneração celular ou morte da mesma, surgindo assim a mutação celular (BUSHONG, 2013). De acordo com Okuno (2013), as consequências observadas no efeito estocástico podem ser causadas por qualquer nível de dose, inclusive radiação natural, que são efeitos tardios e sua gravidade não depende da quantidade de dose, mas sim da sua recorrência à exposição.

## 2.5 Controle de qualidade

A RDC nº 330 de dezembro de 2019 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária estabelece no Brasil os requisitos sanitários para a organização e funcionamento dos serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista, assim como a regulamentação de exposições ocupacionais e do público. Como obrigatoriedade, a RDC nº 330 exige a implementação do Programa de Garantia da Qualidade, Programa de Educação Permanente e o Programa de Proteção Radiológica.

A *American Society for Quality* (2018) define a Garantia de Qualidade como sendo uma parte da Gestão de qualidade focada em assistir os requisitos para que haja a qualidade e o Controle de Qualidade para assegurar cumprimento destes requisitos. A *American College of Radiology* (2017) em seu manual sobre controle de qualidade em tomografia computadorizada recomenda uma série de testes a serem realizados e sua periodicidade para que haja o controle da garantia da qualidade de imagem.

Os testes que podem ser realizados por meio dos profissionais em Radiologia recomendados no *Computed Tomography: Quality Control Manual* (2017) e que têm como periodicidade diária incluem a avaliação dos seguintes parâmetros: Números de CT e Ruído e Avaliação de Artefatos. A avaliação dos números de CT auxilia na garantia do resultado da imagem esperada comparando-se os números de CT obtidos por meio das ROIs em um corte num fantoma de água, com os números esperados dentro de um limite permitido.

O ruído é medido através da média ponderada dos desvios padrões das ROIs, e é de extrema importância a sua diminuição uma vez que o ruído diminui a resolução de baixo contraste. Para realização do teste deve colocar-se o fantoma de água específico para o tomógrafo no isocentro utilizando os *lasers* para o auxílio do correto posicionamento. Recomenda-se a utilização do mesmo protocolo para a realização do teste diário. Caso se adquira um grupo de imagens, deve utilizar-se a imagem central, aplicar uma ROI no centro com as dimensões previamente indicadas pelo fabricante. Caso não estejam previamente definidos, deve-se utilizar uma área em torno de 400 mm<sup>2</sup>, gravar os valores de HU da água e o desvio padrão para o ruído; os valores podem ter uma margem de  $\pm 5$  HU ou valores especificados pelo fabricante (AUGUSTO, 2009; ACR, 2017).

## 2.6 Fatores que afetam a qualidade da imagem e dose

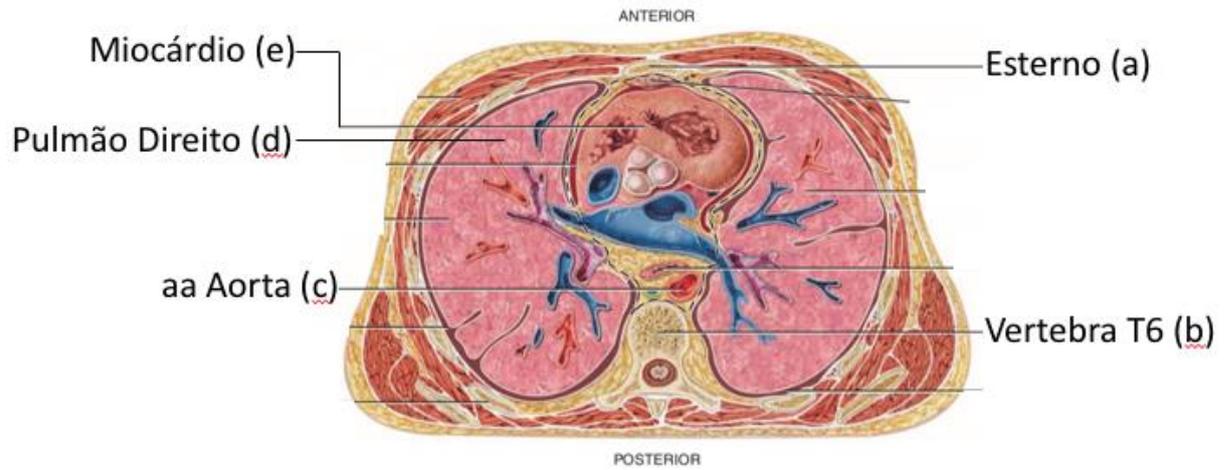
Para a Comissão Europeia (1999) através do *Guideline* 16262 sobre os princípios gerais associados com boa técnica de imagem, a qualidade da imagem em um exame tomográfico é dada com a fidelidade de números de TC, detalhes finos de resolução espacial e diferenças de baixo contraste por atenuação em pequenas estruturas dentro de um limite de dose para se obter o diagnóstico clínico, respeitando o princípio ALARA.

Segundo Dorow e Medeiros (2019), diversos fatores contribuem para a degradação da qualidade da imagem em exames tomográficos, esses fatores podem ser tanto fatores físicos, como FOV, números de CT, matriz, ruído, resolução espacial entre outros, quanto fatores externos, como avaria do equipamento por falta de manutenção, má posicionamento e/ou movimentação do paciente durante o exame, anatomia diferenciada e/ou adereços metálicos esquecidos no paciente durante a realização das imagens.

## 2.7 Anatomia aplicada

A fim de contemplar todas as estruturas necessárias para a realização da pesquisa, Tortora e Derrickson (2010) trazem que na altura da sexta vértebra torácica, num corte transversal localiza-se a região onde se encontram o coração, artéria aorta, pulmões e o osso esterno. Neste corte podemos observar (Figura 3) todas as estruturas estudadas na região de interesse da pesquisa, sendo elas: estrutura óssea compacta representada pelo osso esterno (a), osso esponjoso representado pelo corpo da vértebra T6 (b), sangue no interior da artéria Aorta (c), ar da região anterior do pulmão direito (d) e o músculo cardíaco (e).

Figura 3: Representação anatômica dos pontos de interesse no corte axial torácico



Fonte: adaptado de TORTORA e DERRICKSON (2010, p.710).

### 3 METODOLOGIA

Este trabalho é considerado uma pesquisa do tipo aplicada. Segundo Prodanov e Freitas (2013, p. 51), a pesquisa do tipo aplicada “objetiva gerar conhecimentos para aplicação prática dirigidos à solução de problemas específicos”. Thiollent (2009) a conceitua como:

A pesquisa aplicada concentra-se em torno dos problemas presentes nas atividades das instituições, organizações, grupos ou atores sociais. Está empenhada na elaboração de diagnósticos, identificação de problemas e busca de soluções. Respondem a uma demanda formulada por “clientes, atores sociais ou instituições”. (THIOLLENT, 2009 *apud* FLEURY; WERLANG, 2012)

Portanto, esta pesquisa foi considerada aplicada, pois incidiu na identificação de métricas para a análise da qualidade de imagens e sua relação com a dose (CTDIvol) em exames de TC de tórax.

De acordo com Marconi e Lakatos (2003, p. 189), estudos experimentais “consistem em investigações de pesquisa empírica cujo objetivo principal é o teste de hipóteses que dizem respeito a relações de tipo causa-efeito”. O presente estudo é considerado experimental, pois foi realizado em campo e do tipo:

- a) observacional para recolha de imagens de TC do tórax e metadados com recurso a um sistema de tomografia computadorizada realizadas através de um banco de dados para pesquisa de um equipamento AQUILION PRIME de 80 canais da fabricante Toshiba no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia/Espinho, na região norte de Portugal;
- b) descritivo e estatístico para o estudo e análise de indicadores de qualidade de exames de TC do tórax, observando a Relação Sinal-Ruído e o CTDIvol e a sua relação com a anatomia em estudo.

Gerhardt e Silveira (2009, p. 34) explicitam que “a pesquisa quantitativa, que tem suas raízes no pensamento positivista lógico, tende a enfatizar o raciocínio dedutivo, as regras da lógica e os atributos mensuráveis da experiência humana”. Ainda sobre pesquisa quantitativa, Pita e Pértegas (2002) definem que:

A pesquisa quantitativa é aquela em que se coletam e analisam dados quantitativos sobre variáveis. A investigação qualitativa evita a quantificação. Os pesquisadores qualitativos fazem registros narrativos dos fenômenos que são estudados mediante técnicas como a observação participante e as entrevistas não estruturadas. A diferença fundamental entre ambas as metodologias é que a quantitativa estuda a associação ou relação entre

variáveis quantificadas a qualitativa o faz em contextos estruturais e situacionais. A investigação quantitativa trata de determinar a força de associação ou correlação entre variáveis, a generalização e objetivação dos resultados através de uma mostra que faz inferência a uma população da qual toda amostra procede. (PITA; PÉRTEGAS, 2002, p. 76, tradução do autor)

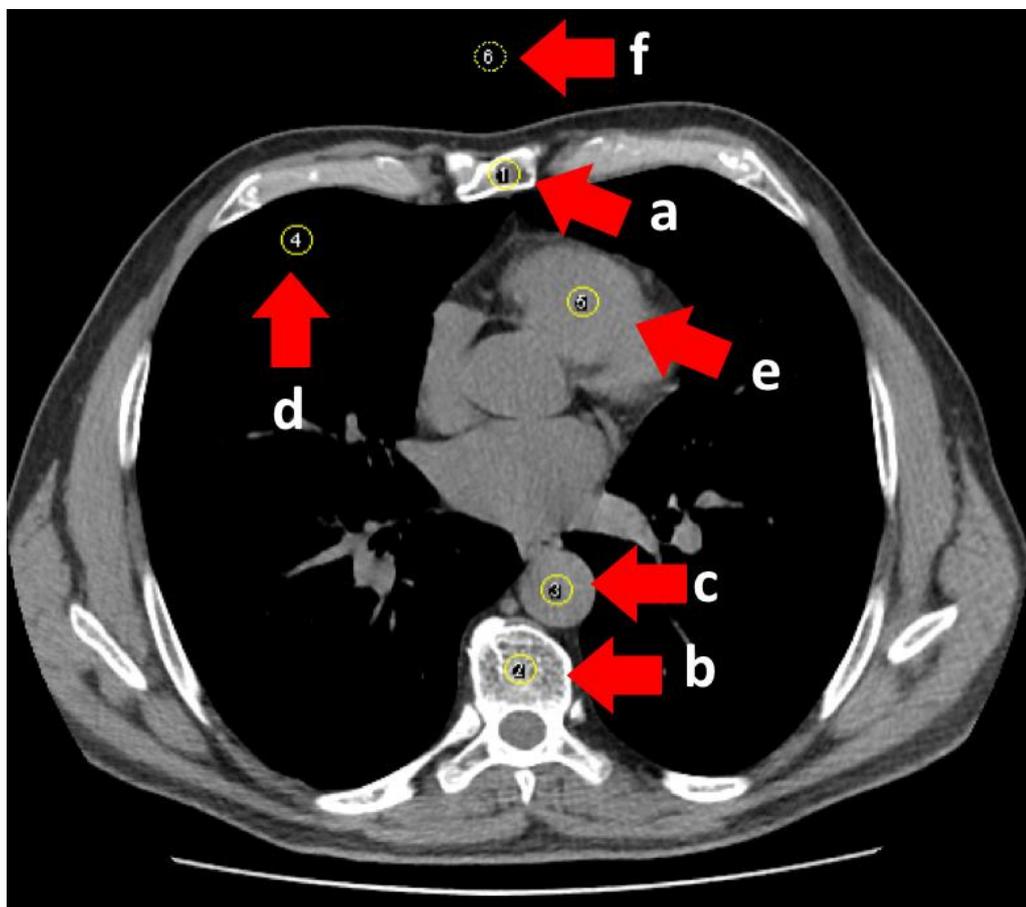
Desta forma deve-se considerar a presente pesquisa como quantitativa, pelo fato da análise dos dados se darem de forma estatística. Para que se possa ter o embasamento teórico, foi-se realizada uma pesquisa bibliográfica. Gil (2002) define pesquisa bibliográfica como “pesquisa desenvolvida com base em material já elaborado, constituído principalmente de livros e artigos científicos”, portanto foi-se efetuada pesquisa em bases de dados como PubMed, MEDLINE, Scielo, além de protocolos nacionais e internacionais, livros científicos e legislações.

Quando o pesquisador faz a coleta dos dados no local onde a investigação será realizada, considera-se uma investigação em campo. (PRODANOV; FREITAS, 2013).

Uma vez que os números de HU podem ser usados como referência pois são valores padrões, a análise da RSR foi efetuada com recurso à determinação de seis ROIs colocadas em locais específicos (Figura 4), todas presentes em um corte axial de TC ao nível da vértebra T6, visto que na altura deste corte encontram-se todas as estruturas necessárias para a pesquisa, são elas:

- a) estrutura óssea compacta (esterno);
- b) osso esponjoso (corpo da vértebra T6);
- c) sangue (no centro da artéria aorta);
- d) pulmão direito (porção anterior);
- e) músculo cardíaco; e
- f) fundo (*background*).

Figura 4: Corte torácico com as ROIs posicionadas para pesquisa



Fonte: adaptação do banco de dados do Autor (2018).

### 3.1 Contexto da pesquisa

Esta pesquisa ou trabalho de campo foi realizada no Setor de Pesquisas do serviço de Tomografia Computadorizada do Centro Hospitalar Vila Nova sede Gaia/Espinho, Portugal, de setembro 2018 fevereiro de 2019. O projeto incluiu uma pesquisa do referencial bibliográfico entre os meses de outubro de 2018 a maio de 2021 e a análise dos dados fornecidos por Portugal entre os meses de fevereiro de 2019 a dezembro de 2019.

### 3.2 Coleta de Dados

A coleta de dados ocorreu *in loco* durante os meses de setembro de 2018 a fevereiro de 2019, em um Setor de Pesquisas de um estabelecimento de saúde pública na região norte de Portugal. Ao todo foram fornecidos 40 exames de TC de diferentes pacientes, cuja indicação clínica fosse TC de tórax com as imagens retiradas de um banco de dados disponível para treinamento, anonimizadas e em formato DICOM, sendo destas: 20 exames sem contraste e 20 exames contrastados. Como forma de uniformização das variáveis relacionadas com a anatomia e diâmetro do tórax, a amostra foi estratificada por tamanho do tórax “Médio”, sendo considerado médio o tórax de largura entre 30 cm e 40 cm.

### 3.3 Análise dos dados

A análise dos dados das imagens obtidas foi efetuada de forma quantitativa, com o auxílio do programa Image J. Por meio do arquivo DICOM, foram recolhidas e tabeladas as informações (Tabelas 1, 2, 3 e 4) dos seguintes parâmetros: tensão pico em kVp, corrente em mA, tempo em ms, CTDI<sub>vol</sub> medido em mGy e DLP medido em mGy.cm, que por meio destes dados foram obtidos os valores de comprimento da imagem e a Relação Sinal Ruído.

Na análise da imagem, como demonstrado na Figura 4, foi realizado um corte axial na altura da vértebra T6 e aplicadas seis ROIs de 100 mm<sup>2</sup> de área nas regiões: esterno (ROI a), representando uma estrutura óssea compacta; corpo da vértebra T6 (ROI b), representando um osso esponjoso; artéria aorta (ROI c), representando o sangue; lobo superior anterior do pulmão direito (ROI d), representando o ar; músculo cardíaco (ROI e) e *background* (ROI f).

### 3.4 Estatística descritiva dos dados

Os dados obtidos através destas análises foram analisados estatisticamente entre dose e qualidade de imagem a fim de produzir um comparativo entre estes indicadores. Para fazer a análise estatística, utilizou-se da ferramenta gráfica diagrama de caixa ou *boxplot*.

Segundo Neto, Santos, Torres e Estrela (2017, p.1) “o *boxplot* é um recurso gráfico usado regularmente na pesquisa científica para sumarizar e analisar dados quantitativos”.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os 40 exames obtidos que tinham a indicação clínica (registro no cabeçalho DICOM) para tórax foram separados para análise em dois grupos: 20 exames contrastados e 20 exames não contrastados. Além disso, para melhor análise, os dados foram separados nas variáveis de dose e qualidade de imagem.

Os dados coletados sobre qualidade de imagem foram estratificados em duas tabelas principais onde estão as médias dos números de HU obtidas nas seis ROIs feitas nos exames analisados e o desvio padrão dos *pixels* nessas ROIs.

Para Schneider e Silva (2014) *Boxplot* é um método gráfico para representar valores máximos, mínimos, medianas e quartis de uma população em análise estatística. Graficamente é representado pelos pontos próximos das médias dos objetos em estudo, apresentando os pontos que destoam esta média, os pontos máximos e mínimos e os *Outliners*.

### 4.1 Exames não contrastados

Os 20 exames não contrastados foram analisados um a um pelo corte axial na altura da vértebra T6 e foram obtidos os seguintes valores médios de HU e respectivos desvios padrão (Tabela 1).

**Tabela 1: ROIs para análise dos exames não contrastados**

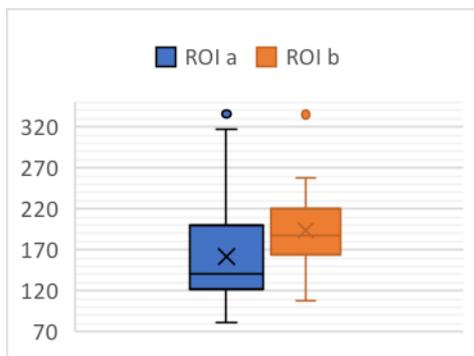
ID	ROI a	ROI b	ROI c	ROI d	ROI e	ROI f
1	128,53	175,52	43,46	-878,01	40,04	-976,63
1.1	173,81	222,93	50,27	-912,24	45,75	-1.000,15
2	120,88	220,56	31,65	-913,71	47,31	-997,92
3	215,04	153,30	31,71	-873,88	35,43	-998,52
3.1	142,79	166,33	40,63	-891,00	50,57	-1.000,75
4	81,08	187,84	49,49	-897,35	49,26	-997,94
5	124,18	174,38	52,72	-925,93	42,58	-984,35
6.1	121,34	126,46	23,67	-908,96	42,53	-1.002,48
7	317,50	188,09	37,20	-858,65	47,08	-996,74
8	336,28	225,94	47,04	-823,45	44,53	-999,46
8.1	125,52	163,56	39,26	-797,84	41,60	-1.000,03

ID	ROI a	ROI b	ROI c	ROI d	ROI e	ROI f
10	140,44	335,35	29,08	-853,02	34,68	-999,13
11.1	103,09	192,88	26,16	-816,58	50,24	-1.000,13
15	158,74	207,14	36,86	-854,68	56,53	-999,52
16	96,21	107,16	46,22	-935,17	43,96	-998,55
17	200,72	164,20	41,88	-709,58	34,06	-1.002,88
18	201,23	257,37	55,99	-821,47	55,27	-990,94
19	151,09	200,10	46,77	-884,62	42,19	-1.002,00
21	135,88	217,00	40,14	-879,44	58,29	-999,85
<b>Média</b>	<b>161,81</b>	<b>194,01</b>	<b>40,54</b>	<b>-865,03</b>	<b>45,36</b>	<b>-997,26</b>
<b>Desvio padrão</b>	<b>68,21</b>	<b>49,68</b>	<b>9,10</b>	<b>54,08</b>	<b>6,97</b>	<b>6,55</b>

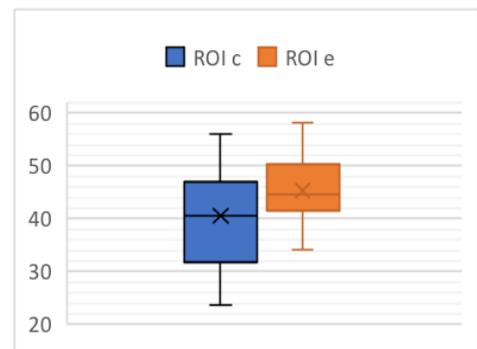
Fonte: do Autor (2019).

Os gráficos 1 ao 4 representam os valores estatísticos em HU das ROIs do grupo de exames não contrastado.

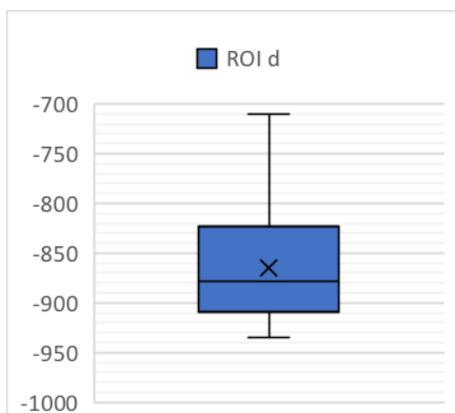
**Gráfico 1: *Boxplot* das ROIs "a" e "b"**



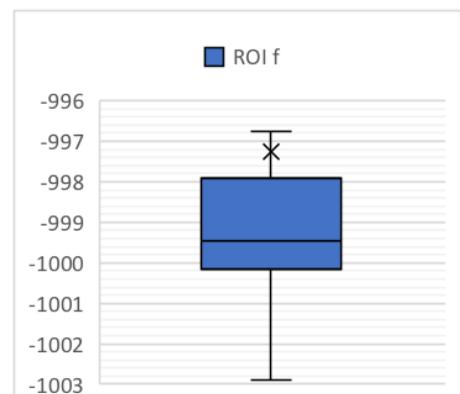
**Gráfico 2: *Boxplot* das ROIs "c" e "e"**



**Gráfico 3: *Boxplot* da ROI "d"**



**Gráfico 4: *Boxplot* da ROI "f"**



Fonte: do Autor (2021).

Na análise dos dados tabelados com auxílio dos gráficos, pode-se reparar que há uma variação grande entre os valores médios das ROIs de mesma localização para os exames não contrastados. Isso demonstra que a quantidade de fótons gerada ou a tensão aplicada não conseguiram manter um fluxo adequado e uniforme no sistema de detecção, provocando que a conversão do sinal (fótons captados pelos detectores) em números de TC (HU) não se mantivesse constante para uma mesma anatomia.

A Tabela 2 apresenta os dados referentes à dose e comprimento da imagem obtida durante o exame.

**Tabela 2: Dados de dose e comprimento de imagem dos exames não contrastados**

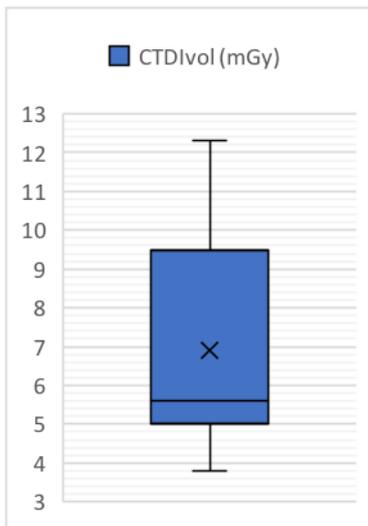
ID	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Comprimento
1	8,7	282,5	32,5
1.1	5	161,1	32,2
2	4,1	174	42,4
3	4,9	335,4	68,4
3.1	6	240,3	40,1
4	12,3	328,9	26,7
5	5,2	277,5	53,4
6.1	5,5	233,8	42,5
7	5	175,1	35,0
8	5,1	189,5	37,2
8.1	7	274	39,1
10	9,5	605,5	63,7
11.1	3,8	167,2	44,0
15	5,6	219,2	39,1
16	10	452,2	45,2
17	11,2	450,6	40,2
18	10,1	406	40,2
19	7,4	313,2	42,3
21	4,8	328,3	68,4
<b>Média</b>	<b>6,91</b>	<b>295,49</b>	<b>43,82</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,59</b>	<b>117,77</b>	<b>11,70</b>

Fonte: do Autor (2021).

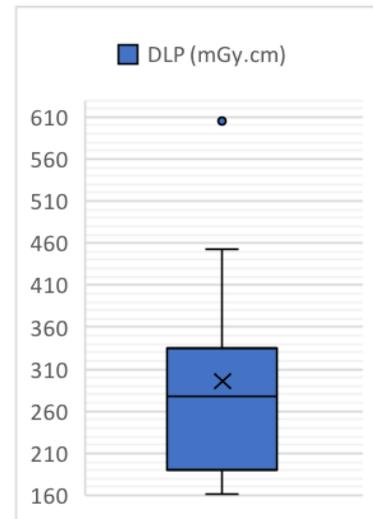
Os índices apresentados são estes: índice de dose de tomografia computadorizada medido em mGy ( $CTDI_{vol}$ ), produto dose-comprimento medido em mGy.cm (DLP) e tamanho da imagem medido em centímetros.

Os gráficos 5 ao 7 representam os valores estatísticos da tabela do grupo de exames não contrastados.

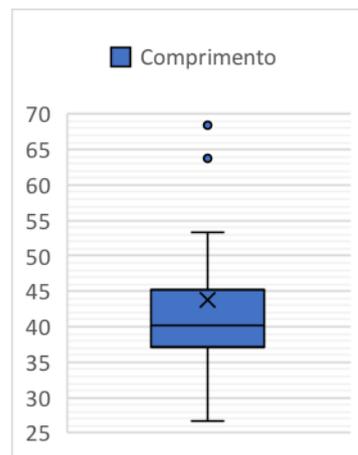
**Gráfico 5: *Boxplot*  $CTDI_{vol}$  não contrastado**



**Gráfico 6: *Boxplot* DLP não contrastado**



**Gráfico 7: *Boxplot* comprimento não contrastado**



Fonte: do Autor (2021).

Em análise da Tabela 2 com auxílio dos gráficos, é possível observar que não há uma padronização e/ou similaridade tanto na dose quanto no comprimento de imagem. Para Romans (2011) em um exame de tórax, necessita-se ver o ápice

pulmonar, na altura da vértebra C7 até o seio costofrênico, na altura da vértebra T12. Eram esperados para pacientes de estatura mediana, comprimentos por volta de 30 cm, contudo pode-se verificar que exames foram realizados desde 26,7 cm (ID 4) até 68,4 cm (ID).

Também é possível verificar que o CTDIvol apresentou um desvio padrão de 37% em relação ao valor médio. Este deveria possuir um valor muito mais uniforme pois fornece uma informação relativa ao equipamento e a produção da radiação, e não ao paciente.

## 4.2 Exames contrastados

Os 20 exames contrastados foram analisados um a um pelo corte axial na altura da vertebra T6 conforme aplicado nos exames não contrastados. A Tabela 3 mostra as médias dos números de HU das ROIs para os exames contrastados, neste é possível observar uma discrepância ainda maior entre os dados analisados, quando se comparado com a tabela 1.

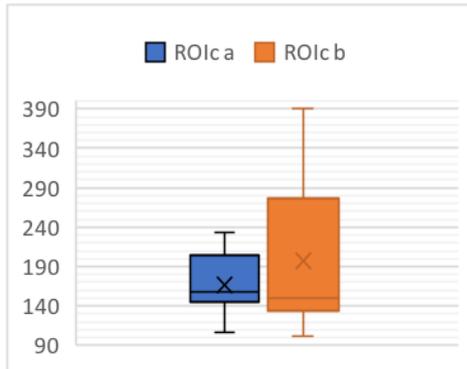
**Tabela 3: ROIs para análise dos exames contrastados**

ID	ROI a	ROI b	ROI	ROI d	ROI e	ROI f
1	140,41	134,44	244,61	-858,26	241,90	-991,46
2c	145,65	150,20	209,58	-909,25	119,74	-998,73
3c	149,12	144,64	454,99	-838,73	470,64	-996,40
3.1	165,77	188,73	148,27	-829,03	157,61	-996,58
4	158,50	124,41	127,41	-856,13	115,44	-995,50
5	152,59	102,60	211,47	-868,42	210,13	-993,88
6	205,31	192,58	152,38	-851,41	167,77	-972,81
7	155,83	276,92	206,10	-885,10	128,57	-998,46
9	158,13	203,36	187,56	-824,06	175,02	-987,44
9.1	205,09	389,93	182,13	-829,50	164,12	-997,01
10	106,84	101,00	190,43	-672,03	130,06	-996,41
10.1	210,87	340,29	105,35	-863,80	130,06	-1.000,13
11	125,83	144,48	137,08	-849,52	136,48	-997,68
12	233,63	320,13	132,83	-844,90	196,00	-996,12
13	187,82	144,14	137,36	-903,98	113,82	-1.001,12
14	156,73	152,21	210,05	-933,01	240,43	-999,93
20	245,13	195,35	156,56	-895,35	162,15	-967,93

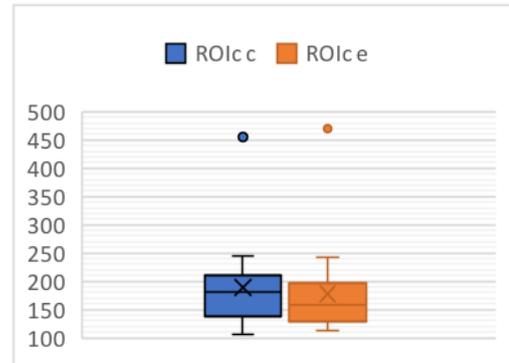
<b>Média</b>	<b>170,78</b>	<b>194,44</b>	<b>187,89</b>	<b>-853,68</b>	<b>180</b>	<b>-993,39</b>
<b>Desvio padrão</b>	<b>37,88</b>	<b>86,28</b>	<b>78,62</b>	<b>56,10</b>	<b>85,17</b>	<b>9,30</b>

Fonte: do Autor (2019).

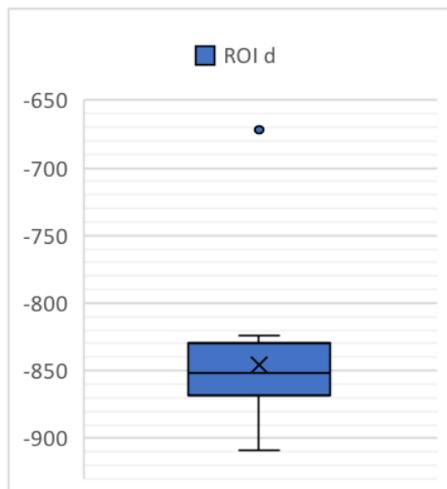
**Gráfico 8: *Boxplot* ROIs "a" e "b" contrastado**



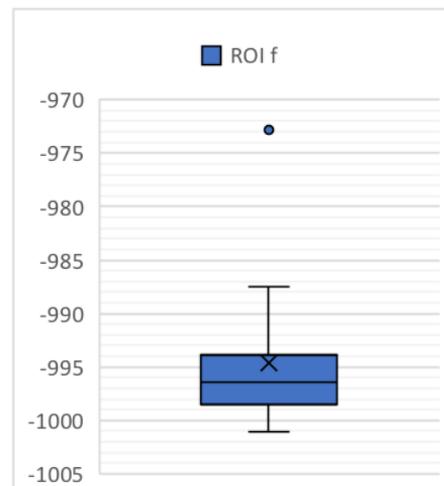
**Gráfico 9: *Boxplot* ROIs "c" e "e" contrastado**



**Gráfico 10: *Boxplot* da ROI "d" contrastado**



**Gráfico 11: *Boxplot* ROI "f" contrastado**



Fonte: do Autor (2021).

Na análise dos dados tabelados com auxílio dos gráficos, pode-se reparar que as variações dos valores médios das ROIs se mantêm com a mesma dispersão que os exames não contrastados. Apenas a região "d" e "f", que representam o pulmão (ar) e o *background* – que também é ar, apresentam um desvio padrão de 6,5% e 15% respectivamente. Ainda assim, esses valores deveriam ser muito menores, pois o "ar" é pouco variável quando em quantidades razoáveis, como é o caso do *background*.

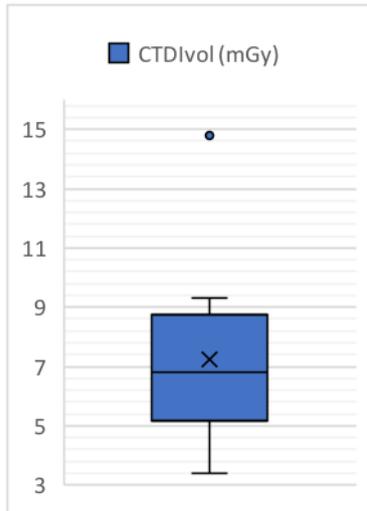
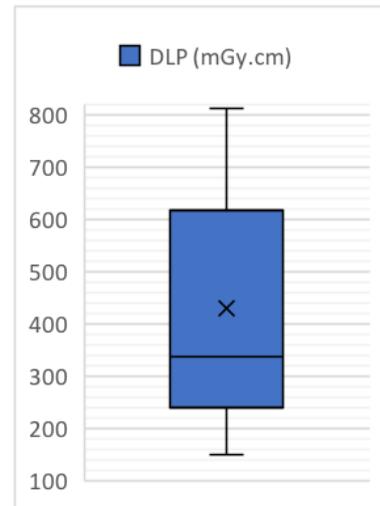
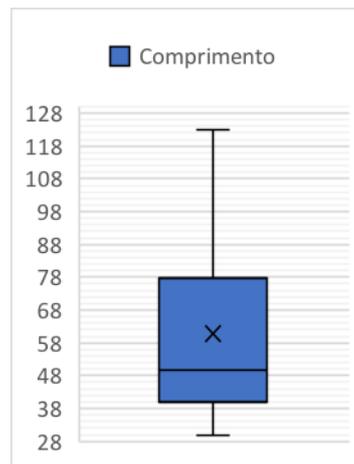
A Tabela 4 apresenta os dados de dose e comprimento de imagem para os exames contrastados; como apresentado na Tabela 2, também é possível observar a

não padronização e/ou aproximação dos valores entre os estudos. Há também um aumento considerável do desvio padrão quanto ao DLP de aproximadamente 90% quando se comparado aos exames não contrastados.

**Tabela 4: Dados de dose e comprimento de imagem dos exames contrastados**

ID	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Comprimento
1	8,8	262,9	29,9
2c	4,5	223,7	49,7
3c	6	240,3	40,1
3.1	6	240,3	40,1
4	7,9	790,8	100,1
5	6,8	812	119,4
6	9,3	723,5	77,8
7	8,6	620,9	72,2
9	3,4	150,8	44,4
9.1	5	614,5	122,9
10	14,8	510,6	34,5
10.1	6,6	262	39,7
11	9	338,3	37,6
12	7,9	612,5	77,5
13	8,7	431,8	49,6
14	4,5	223,7	49,7
20	5,3	250,2	47,2
<b>Média</b>	<b>7,24</b>	<b>429,93</b>	<b>60,73</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,67</b>	<b>224,23</b>	<b>29,42</b>

Fonte: do Autor (2021).

Gráfico 12: *Boxplot* CDTIvol contrastadoGráfico 13: *Boxplot* DLP contrastadoGráfico 14: *Boxplot* comprimento contrastado

Fonte: do Autor (2021).

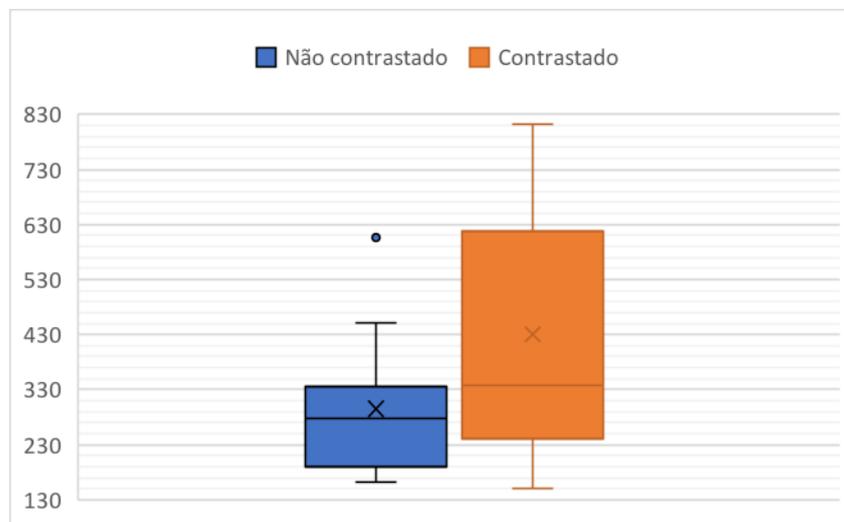
### 4.3 Comparativos de exames

Para finalizar, fazem-se alguns comparativos entre os exames contrastados e não contrastados.

No gráfico 15, tem-se o *boxplot* do comparativo do DLP entre os exames não contrastados e contrastados. Os valores de DLP, tanto dos exames não contrastados quanto dos contrastados, quando analisados em cada grupo sugerem que não há uma padronização de um protocolo único, ou que em cada exame é utilizado um parâmetro diferente, fazendo que haja esta variação grande, chegando nos exames contrastados um desvio padrão de 224,22. Por tal motivo, não é possível

uma comparação direta entre os exames não contrastados para os contrastados objetivando uma avaliação de aumento ou diminuição do Produto Dose-Comprimento.

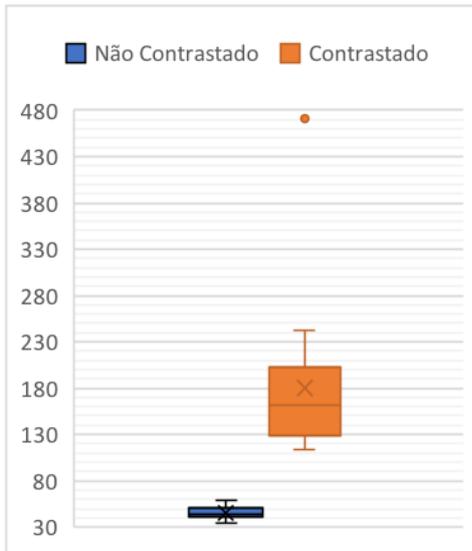
**Gráfico 15: *Boxplot* do DLP entre exames não contrastados e contrastados**



Fonte: do Autor (2021).

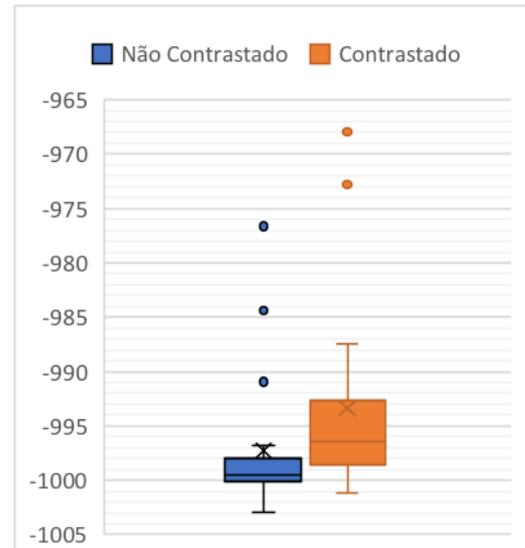
Nos gráficos 16 e 17, é possível observar uma diferenciação considerável dos valores das ROIs “c” e “e”, artéria aorta e miocárdio, respectivamente. Esta diferença é esperada, devido a utilização do meio de contraste. Logo, a estrutura analisada, após aplicação do contraste apresenta um número de HU maior do que quando comparada à sem contraste. A presença de *Outliners* sugere variação no protocolo utilizado indicando mais uma vez a não padronização e/ou reprodutibilidade do protocolo de exame, ou ainda inferindo que seja realizado um protocolo diferenciado para cada paciente e suas características, causando assim pontos que destoam do restante das médias.

Gráfico 16: Comparativo ROI "c"



Fonte: do Autor (2021).

Gráfico 17: Comparativo ROI "e"



Numa tentativa de buscar um padrão dos exames analisados, fez-se a estratificação dos dados coletados por comprimento de imagem, localização anatômica e parâmetros utilizados como corrente e tensão. Uma amostra dos resultados obtidos desta estratificação está representada através da Tabela 5.

Tabela 5: Estratificação das imagens por anatomia e comprimento

EXAMES CONTRASTADOS		EXAMES NÃO CONTRASTADOS	
C6 ATÉ T9		C7 ATÉ T10	
ID	9	ID	15
Comprimento	44,4	Comprimento	39,1
Tensão	100	Tensão	100
Corrente	287	Corrente	414
C6 ATÉ L1		C6 ATÉ L1	
ID	10	ID	21
Comprimento	34,5	Comprimento	68,4
Tensão	120	Tensão	100
Corrente	450	Corrente	403
T1 ATÉ L2		C6 ATÉ T12	
ID	13	ID	8
Comprimento	49,6	Comprimento	44

<b>Tensão</b>	120	<b>Tensão</b>	100
<b>Corrente</b>	286	<b>Corrente</b>	339
		<b>ID</b>	11.1
		<b>Comprimento</b>	37,2
		<b>Tensão</b>	100
		<b>Corrente</b>	300

Fonte: do Autor (2021).

Conforme Jessen et al. (1999) e Oliveira (2016) para que haja um estudo e controle da dose e da qualidade de imagem, além da reprodutibilidade da qualidade do exame, faz-se necessário uma padronização dos protocolos de exame. A RDC Nº 330/2019 ANVISA em seu Art. 44 traz como um dos princípios de proteção radiológica a necessidade da seleção adequada de técnicas, garantia de qualidade, níveis de referência, entre outros requisitos para que se façam possíveis as exposições médicas de pacientes. Desta forma, pode-se inferir que não há um padrão único de localização, escolha de tensão e corrente. Romans (2011) sugere a utilização da tensão de 120 kVp para os exames tomográficos torácicos de rotina de 150 kVp para exames tomográficos torácicos de alta resolução; dos dados analisados, 57,5% dos exames foram realizados com a tensão de 100 kVp e apenas 27,5% foram realizados com tensão sugerida para exames de rotina de 120 kVp. Além disso, pode-se suspeitar que o equipamento não esteja calibrado em relação às informações de dose.

Por fim, devido a tantas diferenças nos protocolos utilizados, pode-se supor que a própria indicação de exame de tórax atribuída aos estudos não seja a adequada, permitindo suspeitar que os exames de diversas patologias diferentes foram erroneamente classificados.

## 5 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que os exames presentes nos bancos de dados utilizados não possuem uma padronização em termos de localização anatômica, tensão, corrente e dose. Os exames pesquisados como sendo para estudos de tórax possuíam uma variação muito além do esperado, e/ou de uma margem de segurança.

Embora os dados sejam de exames realizados em Portugal, tal situação não seria compatível com a legislação brasileira, pois como descrito na RDC 330/2019 da ANVISA, faz necessária uma padronização e otimização da dose, além da garantia da qualidade para que seja realizado o exame tomográfico.

Conclui-se, portanto, que, com a não padronização dos dados utilizados nos estudos, não é possível uma análise real da dose e da qualidade da imagem em exames tomográficos torácicos a fim de que numa etapa seguinte se possa melhorar essa qualidade e diminuir a dose.

Indica-se, em primeiro lugar que o hospital adote, a partir de uma discussão com sua equipe técnica um padrão único para o exame de tórax, e para futuros estudos, a partir da padronização do exame, que se obtenham valores de referência em dose e qualidade de imagem, visando os princípios da proteção radiológica, a otimização e a melhoria da qualidade da imagem.

## REFERÊNCIAS

ALONSO *et al.*. **Parâmetros relacionados à qualidade da imagem em tomografia computadorizada – TC**. Sociedad Argentina de Radioprotección, Buenos Aires, v. 1, n. 1, p. 1-13, abr. 2015. Disponível em: <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/IRPA2015TRABALHOCOMPLETOVF.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2018.

AUGUSTO, Fernando Mecca. **Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada**. 2009. 72 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009. Disponível em: [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/43/087/43087946.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/087/43087946.pdf). Acesso em: 10 out. 2018.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Manual de Radiología para Técnicos: Física, biología y protección radiológica**. 10. ed. Houston: Elseviere, 2013.

CAPELETI, Felipe Favaro. **Estudo da dose efetiva, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído em tomografia computadorizada de múltiplos detetores**. 2010. 68 f. Monografia (Especialização) - Curso de Física Médica, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu, 2010. Disponível em: [https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/118510/capeleti\\_ff\\_tcc\\_botib.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/118510/capeleti_ff_tcc_botib.pdf?sequence=1&isAllowed=y). Acesso em: 16 jun. 2018.

CARVALHO, Antonio Carlos Pires. **História da tomografia computadorizada**. História da Radiologia, Rio de Janeiro, p.61-66, set. 2007. Disponível em: [https://www.kodakleiria.com/wp-content/uploads/2014/03/cbct\\_historia\\_tomografia\\_computadorizada.pdf](https://www.kodakleiria.com/wp-content/uploads/2014/03/cbct_historia_tomografia_computadorizada.pdf). Acesso em: 10 out. 2018.

CHIU, Lee; LIPCAMON, James; YIU-CHIU, Victoria. **Clinical Computed Tomography for the Technologist**. 2. ed. Filadélfia: Lippincott, 1995.

COMPUTED TOMOGRAPHY MANUAL, 2017, Virgínia. **Quality Control Manual**. Virgínia: American College Of Radiology, 2017. 86 p. Disponível em: [https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT\\_QCManual](https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT_QCManual). Acesso em: 22 out. 2018.

DOROW, Patrícia Fernanda; MEDEIROS, Caroline de. **Proteção radiológica no diagnóstico e terapia**. Florianópolis: Publicação do Ifsc, 2019. 138 p. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd>. Acesso em: 10 out. 2020.

DOVALES, Ana Cristina; SOUZA, Andressa de; VEIGA, Lene. **Tomografia Computadorizada no Brasil: frequência e padrão de uso em pacientes internados no Sistema Único de Saúde (SUS)**. Revista Brasileira de Física

Médica, Rio de Janeiro, v. , n. , p.11-14, set. 2015.

EUROPEAN COMISSION. **16262: European guidelines on quality criteria for computed tomography**. Luxemburgo: Comunidades Europeias, 2000. Disponível em: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>. Acesso em: 01 jun. 2020.

FARIA, Diogo. **Trabalhos Práticos: análise e processamento de imagem**. 2010. 44 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2010. Disponível em: [https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MEB\\_Diogo\\_Faria\\_TrabPraticos.pdf](https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MEB_Diogo_Faria_TrabPraticos.pdf). Acesso em: 01 ago. 2020.

GERHARDT, Tatiana Engel; SILVEIRA, Denise Tolfo (Org.). **Métodos de Pesquisa**. Porto Alegre: UFRGS, 2009. 120 p. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/cursopgdr/downloadsSerie/derad005.pdf>. Acesso em: 28 nov. 2018.

GIL, Antônio Carlos. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002. 176 p. Disponível em: [https://professores.faccat.br/moodle/pluginfile.php/13410/mod\\_resource/content/1/como\\_elaborar\\_projeto\\_de\\_pesquisa\\_-\\_antonio\\_carlos\\_gil.pdf](https://professores.faccat.br/moodle/pluginfile.php/13410/mod_resource/content/1/como_elaborar_projeto_de_pesquisa_-_antonio_carlos_gil.pdf). Acesso em: 28 nov. 2018.

HOFFMANN, Elias Cantarelli. **Estudo de parâmetros físicos envolvidos com a qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico**. Revista da Graduação, Porto Alegre, p.10-22, 2011.

JESSEN, K.A *et al.*. **Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography**. *Applied Radiation And Isotopes*, [S.L.], v. 50, n. 1, p. 165-172, jan. 1999. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043\(98\)00024-4](http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043(98)00024-4).

JUDY, Philip F.; SWENSSON, Richard G.; SZULC, Massimiliano. **Lesion detection and signal-to-noise ratio in CT images**. *Medical Physics*, [s.l.], v. 8, n. 1, p.13-23, jan. 1981. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594903>.

MARCONI, Marina de Andrade; LAKATOS, Eva Maria. **Fundamentos de Metodologia Científica**. 5. ed. São Paulo: Atlas, 2003. 312 p. Disponível em: [https://docente.ifrn.edu.br/olivianeta/disciplinas/copy\\_of\\_historia-i/historia-ii/china-e-india](https://docente.ifrn.edu.br/olivianeta/disciplinas/copy_of_historia-i/historia-ii/china-e-india). Acesso em: 27 nov. 2018.

MARQUEZ, Nelson Filipe. **Parâmetros de imagem e dosimétricos de sistemas de obtenção de imagem para Radioterapia**. 2008. 91 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Física Tecnológica, Instituto Superior Técnico Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2008. Disponível em: [https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/395137857276/Dissertacao\\_versao\\_final.pdf](https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/395137857276/Dissertacao_versao_final.pdf). Acesso em: 12 out. 2018.

MEDEIROS, João. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada: Otimização dos protocolos de crânio**. 2009. 106 f. Dissertação

(Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009. Disponível em: <https://estudogeral.uc.pt/bitstream/10316/12125/1/Dose%20versus%20Qualidade%20de%20Imagem%20em%20TC%20-%20Jo%C3%A3o%20Medeiros.pdf>. Acesso em: 14 out. 2018.

OLIVEIRA, Giovanni Antônio Paiva de. **Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos**. 2016. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016. Disponível em: [https://repositorio.ufmg.br/bitstream/1843/BUBD-AHNLSY/1/disserta\\_\\_o\\_giovanni\\_\\_01012017\\_\\_6.pdf](https://repositorio.ufmg.br/bitstream/1843/BUBD-AHNLSY/1/disserta__o_giovanni__01012017__6.pdf). Acesso em: 01 jun. 2021.

OKUNO, Emico. **Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia**. Estudos Avançados, [S.L.], v. 27, n. 77, p. 185-200, 2013. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-40142013000100014>. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/262437353\\_Efeitos\\_biologicos\\_das\\_radiacoes\\_ionizantes\\_Acidente\\_radiologico\\_de\\_Goiania](https://www.researchgate.net/publication/262437353_Efeitos_biologicos_das_radiacoes_ionizantes_Acidente_radiologico_de_Goiania). Acesso em: 01 abr. 2018.

PITA, Fernández.; PÉRTEGAS, Díaz. **Investigación cuantitativa y cualitativa**. Cad Aten Primaria, A Coruña, v. 2, n. 9, p.76-78, 2002. Disponível em: [https://www.fisterra.com/mbe/investiga/cuanti\\_cuali/cuanti\\_cuali2.pdf](https://www.fisterra.com/mbe/investiga/cuanti_cuali/cuanti_cuali2.pdf). Acesso em: 28 nov. 2018.

PRODANOV, Cleber Cristiano; FREITAS, Ernani Cesar de. **Metodologia do trabalho científico: Métodos e Técnicas da Pesquisa e do Trabalho Acadêmico**. 2. ed. Novo Hamburgo: Feevale, 2013. 277 p. Disponível em: [http://www.feevale.br/Comum/midias/8807f05a-14d0-4d5b-b1ad-1538f3aef538/E-book Metodologia do Trabalho Científico.pdf](http://www.feevale.br/Comum/midias/8807f05a-14d0-4d5b-b1ad-1538f3aef538/E-book%20Metodologia%20do%20Trabalho%20Cientifico.pdf). Acesso em: 27 nov. 2018.

RODRIGUES, Domenico Antonio Donina; SOUZA, Valéria. **Histórico da tomografia computadorizada e evolução tecnológica**. Radiol Bras, Porto Alegre, p.11-11, dez. 2009.

ROMANS, Lois. **Computed Tomography for Technologists: a comprehensive text**. 2. ed. Ann Arbor: Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 382 p.

SANTOS, Maria dos Anjos Pombo Batista dos. **Otimização da imagem em Tomografia Computorizada no exame de Tórax**. 2012. 88 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde Imagem Digital, Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2012. Disponível em: <https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2310/1/Otimiza%C3%A7%C3%A3o%20da%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20no%20exame%20de%20t%C3%B3rax.pdf>. Acesso em: 12 out. 2018.

SCHNEIDER, Heverton; SILVA2, Charlei Aparecido da. **O uso do modelo box plot na identificação de anos-padrão secos, chuvosos e habituais na microrregião de dourados, Mato Grosso do Sul**. Revista do Departamento de Geografia – Usp,

Sao Paulo, v. 27, n. 1, p. 131-146, jun. 2014. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/rdg/article/view/85436>. Acesso em: 10 jun. 2021.

SILVA, Dirceu da; LOPES, Evandro Luiz; BRAGA JUNIOR, Sérgio Silva. **Pesquisa Quantitativa: elementos, paradigmas e definições. Revista de Gestão e Secretariado**, São Paulo, v. 5, n. 1, p.01-18, jan. 2014. Disponível em: [https://www.revistagesec.org.br/secretariado/article/view/297/pdf\\_36](https://www.revistagesec.org.br/secretariado/article/view/297/pdf_36). Acesso em: 28 nov. 2018.

SILVA, Ricardo Alexandre Crispim da. **Tomografia Computorizada: Análise e otimização das práticas na realização de exames em adultos e pediátricos. Análise do nível de adequação às recomendações internacionais**. 2014. 214 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Católica Portuguesa, Lisboa, 2014. Disponível em: <https://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/16247/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20Ricardo%20Crispim%20Silva.pdf>. Acesso em: 20 out. 2018.

TOLEDO, Hugo Veroneze; FERRAGUT, Maria Alice; ALMEIDA, Daniel Benzecry de. **Noções Básicas de Radiobiologia. Jbnc - Jornal Brasileiro de Neurocirurgia**, [S.L.], v. 25, n. 3, p. 193-199, 27 mar. 2018. Jornal Brasileiro de Neurocirurgia. <http://dx.doi.org/10.22290/jbnc.v25i3.1119>. Disponível em: <https://jbnc.emnuvens.com.br/jbnc/article/view/1119>. Acesso em: 01 mar. 2019.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 1211 p.

VALLADARES NETO, José *et al.* **Boxplot: um recurso gráfico para análise e interpretação de dados quantitativos**. Rev Odontol Bras Central, Goiânia, v. 76, n. 26, p. 1-6, abr. 2017. Disponível em: <https://www.robrac.org.br/seer/index.php/ROBRAC/article/view/1132>. Acesso em: 18 ago. 2021.