

Matheus Brum Marques Bianchi Savi

**ESTUDO DOS NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO
PARA PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA NO ESTADO DE SANTA CATARINA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Ciências Médicas.

Orientador: Prof. Jefferson L. B. Marques, PhD

Florianópolis
2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, por meio do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Savi, Matheus

ESTUDO DOS NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO PARA PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO ESTADO DE SANTA CATARINA / Matheus Savi ; orientador, Jefferson L. B. Marques - Florianópolis, SC, 2014.

96 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas.

Inclui referências

1. Ciências Médicas. 2. Nível de referência em diagnóstico. 3. Tomografia computadorizada. 4. Dose de radiação. I. L. B. Marques, Jefferson. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas. III. Título.

MATHEUS B. M. B. SAVI

**ESTUDO DOS NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO
PARA PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA NO ESTADO DE SANTA CATARINA**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas.

Florianópolis, 21 de Fevereiro de 2014.

Prof. Tânia da Silva Fröde, Dr^a.
Coordenadora do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Jefferson L. B. Marques, PhD.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Alberto Justo da Silva, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Leonardo de Lucca Schiavon. Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Flávio A. Penna Soares, Dr.
Instituto Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho ao
amor de minha futura esposa, Magda,
e a duas grandes amigas em minha vida,
Dorival Menegaz Nandi e Flávio Pilla Ribeiro

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a Deus e à espiritualidade amiga por toda força e ajuda em todos os momentos que necessitei no decorrer do Mestrado.

Agradeço a todas as instituições que aceitaram participar neste trabalho, sua contribuição foi muito importante.

Agradeço ao meu orientador pela oportunidade e trabalho mútuo na construção e lapidação desta Dissertação.

Estendo este agradecimento a todas as pessoas que, de alguma forma, ajudaram ou participaram na construção deste estudo. Principalmente ao engenheiro Diego Spall e sua instituição, o Instituto de Engenharia Biomédica e por fim ao Professor Aldo Von Wangenheim e seu aluno Wellington Soares.

Por fim, me restam dois últimos agradecimentos, primeiro à minha família e, em segundo e mais importante de todos, à minha companheira Magda, que me ajudou a enfrentar as dificuldades e sempre torce e contribui para as minhas vitórias.

RESUMO

A Radiação Ionizante (RI) é conhecida por causar danos aos tecidos humanos e seu uso é cada vez mais frequente. Nesse âmbito, a Tomografia Computadorizada (TC) se destaca por ser responsável por mais de 40% da dose de radiação coletiva mundial. Uma das maneiras conhecidas utilizadas para monitorar e indicar a boa prática do uso da RI na TC, por sua vez, são os Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL). Com base nesse panorama, o presente estudo tem por objetivo conhecer os níveis de dose praticados em TC no Estado de Santa Catarina - Brasil e, a partir de tais valores, propor DRLs para os exames de tomografia de crânio, tórax, abdômen e pelve, comparando-os com valores publicados na literatura internacional. Para tanto, foram analisados 1050 exames de Crânio, 108 de Tórax, 98 de Abdômen e 98 de Pelve, totalizando 1354 exames, cedidos por 11 instituições ou aparelhos de TC das seis regiões geográficas de Santa Catarina. A aquisição de valores das variáveis $CTDI_{vol}$ (mGy), Produto Dose-Comprimento (mGy.cm) e Corrente Efetiva (mAs) se deu de duas formas: extração da informação escrita do arquivo DICOM utilizando *software* específico, ou por meio do Relatório de Dose, em forma de imagem. Uma quarta informação, o Comprimento da Estrutura Irradiada, foi deduzida a partir do $CTDI_{vol}$ e do Produto Dose-Comprimento. Foram realizadas estatísticas descritivas (média, mediana, desvio-padrão, coeficiente de variação e 75 percentil ou terceiro quartil - $Q_{3/4}$) e testes estatísticos teste-t de Student e ANOVA com *Post Hoc*, por meio da correlação de Bonferroni, para a comparação de variáveis. O $Q_{3/4}$ aplicado ao $CTDI_{vol}$ e DLP foi de 57,4 mGy e 910,4 mGy.cm para exames de TC de crânio, 14,4 mGy e 395 mGy.cm para tórax, 16,25 mGy e 566,9 mGy.cm para abdômen, e 20 mGy e 410 mGy.cm para pelve, frente ao que se propôs novos DRLs ($CTDI_{vol}$ e DLP): 60 mGy e 1000 mGy.cm para TC de crânio, 15 mGy e 400 mGy.cm para TC tórax, 15 mGy para TC de abdômen e 20 mGy com 450 mGy.cm para pelve. Como resultados secundários, estatisticamente, os equipamentos Siemens, os aparelhos de dois canais e a região sul do Estado apresentaram menores doses de radiação ionizante ($p < 0,001$). Em uma visão geral, portanto, pôde-se perceber que a prática dos exames de TC é consonante à dos países comparados a este estudo, como por exemplo, França e Irlanda, ficando acima apenas de uma menor quantia, como a pesquisa de dose em Malta. Há, porém, um grande potencial de redução de dose, uma vez que cerca de metade

dos equipamentos produzem doses médias de radiação menores que o Q^{3/4} encontrado neste estudo.

Palavras-chave: Nível de referência em Diagnóstico. Tomografia computadorizada. Dose de radiação.

ABSTRACT

The Ionizing Radiation (IR) is known to cause damage to human tissue and its use is becoming increasingly common. Computed tomography (CT) is responsible for over 40 % of the global collective dose of radiation. One of the known ways to monitor and indicate good practice in the use of IR in TC is the Diagnostic Reference Levels (DRL). This study aims to evaluate the dose levels in CT practiced in the State of Santa Catarina (SC) - Brazil, propose DRLs for CT scans of head, thorax, abdomen and pelvis, and compare them with values published in the literature in other countries. In this context, 1050 head, 108 Thorax, 98 Abdomen and 98 of pelvis exams were analyzed, totaling 1352 scans. Eleven institutions and CT scanners from 5 geographic regions of Santa Catarina participated in this study. The acquisition of variables values of $CTDI_{vol}$ (mGy), Dose-Length Product (mGy.cm) and Effective Current (mAs) were obtained in two ways: written information extracted from DICOM files using a specific software or through Dose Report image form. A fourth information, the Length of Radiated Structure was deduced from the $CTDI_{vol}$ and Dose-Length Product. Descriptive statistics (mean, median, standard deviation, coefficient of variation and 75 percentile or third quartile - $Q^{3/4}$) and statistical tests such as Student's t test and ANOVA with Bonferroni *post hoc* testing was used. The $Q^{3/4}$ $CTDI_{vol}$ and DLP was 57.4 mGy and 910.4 mGy.cm for CT of the Head, 14.4 mGy and 395 mGy.cm for chest, 16.25 mGy and 566.9 mGy.cm for abdomen and 20 mGy and 410 mGy.cm for pelvis. Thus the DRLs ($CTDI_{vol}$ and DLP) were proposed: 60 mGy and 1000 mGy for head CT, 15 mGy and 400 mGy.cm for chest CT, 15 mGy for CT of the abdomen and 20 mGy and 450 mGy.cm for pelvis. As a secondary data, statistically the Siemens equipment, TC with 2 channel and southern Region of Santa Catarina have lower radiation doses ($p < 0.001$). In an overview of the practiced exams of CT, SC it is in accordance with what is practiced in the countries compared in this study such as France and Ireland, standing up only in a few studies like the Maltese one. There is great potential for dose reduction as approximately half of the equipment produces smaller doses of radiation than that $Q^{3/4}$ doses obtained in this study.

Keywords: Diagnostic Reference Level (DRL). Radiation Dose. Computed Tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Comparação entre radiação de fundo, exames de raios X convencional e TC.....	26
Figura 2: Risco de morte por câncer ao longo vida por unidade de dose absorvida em função da idade do paciente no momento da exposição.....	27
Figura 3: Tomógrafo Computadorizado.....	30
Figura 4: Tomógrafo Computadorizado aberto. (T) ampola, (X) raios X, (D) detectores, (R) sentido de rotação.....	31
Figura 5: Ilustração dos cortes de um exame sequencial.....	32
Figura 6: Cortes de um exame helicoidal.....	32
Figura 7: Ilustração de equipamento de detector único.....	33
Figura 8: Ilustração de equipamento de múltiplos detectores.....	34
Figura 9: Ilustração de equipamento de múltiplos detectores helicoidais.....	34
Figura 10: Phantom de PMMA, Câmara de Ionização e eletrômetro....	39
Figura 12: Distribuição geográfica dos tomógrafos pesquisados em SC.....	53
Figura 13: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Crânio.....	54
Figura 14: Histograma - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Crânio.....	55
Figura 15: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Crânio.....	56
Figura 16: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Crânio.....	57
Figura 17: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Tórax.....	58
Figura 18: Histograma - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Tórax.....	59
Figura 19: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Tórax.....	60
Figura 20: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Tórax.....	61
Figura 21: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Abdômen.....	62
Figura 22: Histograma - Produto Dose-Comprimento - TC de Abdômen.....	63

Figura 23: Histograma Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Abdômen.....	64
Figura 24: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Abdômen.....	65
Figura 25: Histograma - CTDI _{vol} – Pelve.....	66
Figura 26: Produto Dose-Comprimento - TC de Pelve.....	67
Figura 27: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Pelve.....	68
Figura 28: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Pelve.....	69
Figura 29: Gráfico de Valores Médios de Dose por Instituição/ Aparelho.....	73
Figura 30: Gráfico de Valores Médios de Dose por Modelo de Tomógrafo	74
Figura 31: Gráfico de Valores Médios de Dose por Fabricante de Tomógrafos	75
Figura 32: Gráfico de Valores Médios de Dose por Número de Canais em Aparelhos de Tomografia.....	76
Figura 33: Gráfico de Valores Médios de Dose por Região Geográfica.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: DRL e $Q\frac{3}{4}$ Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Crânio.	41
Tabela 2: DRL e $Q\frac{3}{4}$ Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Tórax.....	42
Tabela 3: DRL e $Q\frac{3}{4}$ Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Abdômen.....	43
Tabela 4: DRL e $Q\frac{3}{4}$ Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Pelve.	44
Figura 11: Relatório de Dose para um exame de crânio.....	46
Tabela 5: Valores de Média dos Desvios-Padrão e Resultado do Número de Amostras.....	48
Tabela 6: Identificação dos Equipamentos Participantes.	50
Tabela 7: Produção de Exames no ano de 2012 e Amostras Coletadas por Instituição para o ano de 2013.	52
Tabela 8: Produção de Exames no ano de 2012 e Amostras Coletadas por Região para o ano de 2013.	52
Figura 12: Distribuição geográfica dos tomógrafos pesquisados em SC.	53
Tabela 9: Estatísticas - $CTDI_{vol}$ - TC de Crânio.	54
Tabela 10: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Crânio.....	55
Tabela 11: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Crânio. FP: Fossa Posterior; CB: Cérebro.....	56
Tabela 12: Estatísticas Corrente Efetiva - TC de Crânio.....	57
Tabela 13: Estatísticas - $CTDI_{vol}$ - TC de Tórax.....	58
Tabela 14: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Tórax.	59
Tabela 15: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Tórax.	60
Tabela 16: Estatísticas - Corrente Efetiva - TC de Tórax.....	61
Tabela 17: Estatísticas $CTDI_{vol}$ - TC de Abdômen.....	62
Tabela 18: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento - TC de Abdômen.	63

Tabela 19: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Abdômen.....	64
Tabela 20: Estatísticas Corrente Efetiva - TC de Abdômen.....	65
Tabela 21: Estatísticas $CTDI_{vol}$ - TC de Pelve.	66
Tabela 22: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento - TC de Pelve. ...	67
Tabela 23: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Pelve.....	68
Tabela 24: Estatísticas - Corrente Efetiva - TC de Pelve.	69
Tabela 25: Nível de Confiança e Margem de Erro das Amostras	70
Tabela 26: Identificação dos Equipamentos Participantes.....	72
Tabela 27: Valores Médios de Dose por Aparelho/Instituição.	73
Tabela 28: Gráfico de Valores Médios de Dose por Modelo de Tomógrafo.	74
Tabela 29: Valores Médios de Dose por Fabricante de Tomógrafos.	75
Tabela 30: Valores Médios de Dose por Número de Canais em Aparelhos de Tomografia.....	76
Tabela 31: Valores Médios de Dose por Região Geográfica.	77
Tabela 32: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Crânio.	80
Tabela 33: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Tórax.....	81
Tabela 34: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Abdômen.	82
Tabela 35: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Pelve.	83
Tabela 36: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Modelos de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.	84
Tabela 37: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Modelos de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.....	84
Tabela 38: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Fabricantes de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.....	85
Tabela 39: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Fabricantes de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.	85
Tabela 40: Diferença Média de Dose ($CTDI_{vol}$) e Erro Padrão entre Nº de Canais de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.	86

Tabela 41:Diferença Média de Dose (CTDI _{vol}) e Erro Padrão entre N° de Canais de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.	86
Tabela 42: Diferença Média de Dose (CTDI _{vol}) e Erro Padrão por Região Geográfica de SC para Exames TC de Crânio e Tórax.....	87
Tabela 43: Diferença Média de Dose (CTDI _{vol}) e Erro Padrão por Região Geográfica de SC para Exames TC de Abdômen e Pelve.....	87
Tabela 44: Valores de Teste t entre os valores deste trabalho e os últimos estudos publicados.....	88
Tabela 45: Comparação dos Valores de Q ^{3/4} de Dose (mGy e mGy.cm) deste Estudo com os Últimos Estudos Publicados.	89
Tabela 46: Comparação do Q ^{3/4} e o DRLE Proposto (mGy e mGy.cm) neste Estudo e DRLs de Outros Países.....	89
Tabela 47: Comparação de Valores de Média e Q ^{3/4} para CTDI _{VOL} e DLP do exame de TC de crânio	91

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
1.1 OBJETIVOS	28
1.1.1 Objetivo Geral	28
1.1.2 Objetivos Específicos	28
1.2 JUSTIFICATIVA	29
2 DESENVOLVIMENTO	30
2.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	30
2.1.1 Equipamento de Tomografia Computadorizada	30
2.1.2 Aquisição Sequencial.....	32
2.1.3 Aquisição Helicoidal.....	32
2.1.4 Detectores Simples	33
2.1.5 Multidetectors	33
2.1.6 Equipamentos Atuais	34
2.1.7 Exames Tomográficos Estudados	35
2.1.7.1 Exame Tomográfico de Crânio.....	35
2.1.7.2 Exame Tomográfico de Tórax.....	35
2.1.7.3 Exame Tomográfico de Abdômen.....	36
2.1.7.4 Exame Tomográfico de Pelve.....	36
2.1.8 Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL)	36
2.1.8.1 Níveis de Referência em Diagnóstico Local (DRLL).....	37
2.1.8.2 Níveis de Referência em Diagnóstico Estadual (DRLE).....	37
2.1.8.3 Níveis de Referência em Diagnóstico Regional (DRLR).....	37
2.1.8.4 Níveis de Referência em Diagnóstico Nacional (DRLN).....	37
2.1.9 Mensuração do DRL.....	37
2.1.9.1 CTDI _a e CTDI ₁₀₀	38
2.1.9.2 C _{K,PMMA,100} e CTDI _w	38
2.1.9.3 CTDI _{vol} e DLP.....	39
2.1.9.4 Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD).....	40
2.1.10 Valores de DRL Publicados.....	40
2.2 METODOLOGIA	45
2.2.1 Desenho do Estudo	45
2.2.2 Aquisição de Informações por meio de Arquivos DICOM.....	45
2.2.3 Aquisição de Informações por meio de <i>Software</i>	45

2.2.4 Aquisição por Relatório de Dose	46
2.2.5 Variáveis Estudadas.....	46
2.2.6 Tamanho de Amostra.....	47
2.2.7 Tratamento Estatístico	48
2.2.8 Outros Parâmetros	49
2.2.9 Critérios de Seleção e Exclusão.....	49
2.2.10 Aspectos Éticos	49
3 RESULTADOS	50
3.1 EQUIPAMENTOS ESTUDADOS.....	50
3.2 VALORES POR TIPO DE EXAME.....	53
3.2.1 Resultados da TC de Crânio - $CTDI_{vol}$	53
3.2.2 Resultados da TC de Crânio - Produto Dose-Comprimento	55
3.2.3 Resultados da TC de Crânio - Comprimento da Estrutura Irradiada	56
3.2.4 Resultados da TC de Crânio - Corrente Efetiva.....	57
3.2.5 Resultados da TC de Tórax - $CTDI_{vol}$	58
3.2.6 Resultados da TC de Tórax - Produto Dose-Comprimento.	59
3.2.7 Resultados da TC de Tórax - Comprimento da Estrutura Irradiada.....	60
3.2.8 Resultados da TC de Tórax - Corrente Efetiva.....	61
3.2.9 Resultados da TC de Abdômen - $CTDI_{vol}$	62
3.2.10 Resultados da TC de Abdômen - Produto Dose-Comprimento	63
3.2.11 Resultados da TC de Abdômen - Comprimento da Estrutura Irradiada.	64
3.2.12 Resultados da TC de Abdômen - Corrente Efetiva.....	65
3.2.13 Resultados da TC de Pelve - $CTDI_{vol}$	66
3.2.14 Resultados da TC de Pelve - Produto Dose-Comprimento	67
3.2.15 Resultados da TC de Pelve - Comprimento da Estrutura Irradiada	68
3.2.16 Resultados da TC de Pelve - Corrente Efetiva.....	69
3.3 AMOSTRAS e NÍVEL de CONFIABILIDADE.....	70
3.4 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR INSTITUIÇÃO.....	71
3.5 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR MODELO DE TOMÓGRAFO	71
3.6 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR FABRICANTE DE TOMÓGRAFOS	71
3.7 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR NÚMERO DE CANAIS DETECTORES	71
3.8 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR REGIÃO DO ESTADO	71
3.9 TESTES ESTATÍSTICOS.....	78
3.10 Outras Comparações e Determinação do DRLE.....	88

4 DISCUSSÃO	90
4.1 ANÁLISE DO EXAME DE CRÂNIO	90
4.1.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Crânio	93
4.2 ANÁLISE DO EXAME DE TÓRAX	94
4.2.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Tórax.....	94
4.3 ANÁLISE DO EXAME DE ABDÔMEN	95
4.3.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Abdômen.....	96
4.4 ANÁLISE DO EXAME DE PELVE.....	96
4.4.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Pelve	97
4.5 OUTRAS ANÁLISES	98
4.5.1 Crânio.....	98
4.5.2 Tórax.....	99
4.5.3 Abdômen	99
4.5.4 Pelve.....	100
4.5.5 Outras Análises - Ressalva.....	100
4.6 COMPARAÇÃO COM ÚLTIMOS ESTUDOS PUBLICADOS	101
4.7 NÍVEL DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO ESTADUAL	101
4.8 LIMITAÇÕES	102
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	103
5.1 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS	103
REFERÊNCIAS	105
APÊNDICE A – Modelo Declaração de Aceitação em Participação do Estudo	108
ANEXO 1 – Autorização do Comitê de Ética	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA – Análise da Variância
ARPANSA – *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency*
CTDI_{vol} – *Computed Tomography Volume Dose index*
CV – Coeficiente de Variação
DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*
DLP – Produto Dose-Comprimento (*Dose Length Product*)
DP – Desvio-Padrão
DRL – Nível de Referência em Diagnóstico (*Diagnostic Reference Level*)
DRLE – Níveis de Referência em Diagnóstico Estadual
DRL – Níveis de Referência em Diagnóstico Local
DRLN – Níveis de Referência em Diagnóstico Nacional
DRLR – Níveis de Referência em Diagnóstico Regional
ICRP – *International Commission on Radiological Protection*
MDCT – Tomografia Computadorizada Multidetector
MSAD – Dose Média em Cortes Múltiplos (*Multiple Scan Average Dose*)
PMMA – Polimetilmetacrilato
TC – Tomografia Computadorizada
UNSCEAR – *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

1 INTRODUÇÃO

Um estudo realizado em 2008 e publicado em 2010 pela *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* – UNSCEAR [1], declarou que **43% da dose** de radiação coletiva total mundial é proveniente da Tomografia Computadorizada (TC).

O mesmo relatório apontou que, no ano de 2008, o Brasil possuía 2043 tomógrafos^[1]. Em três anos, esse número cresceu aproximadamente 43%, atingindo o número atual de 2928 aparelhos [2]. A título de exemplo, percebe-se que nosso país, classificado como “em desenvolvimento”, cuja população supera 190 milhões de pessoas [3], já ultrapassa o número de aparelhos existentes na Alemanha – 2.800 – no ano de 2008, considerado país desenvolvido com população de aproximadamente 81 milhões de pessoas [4].

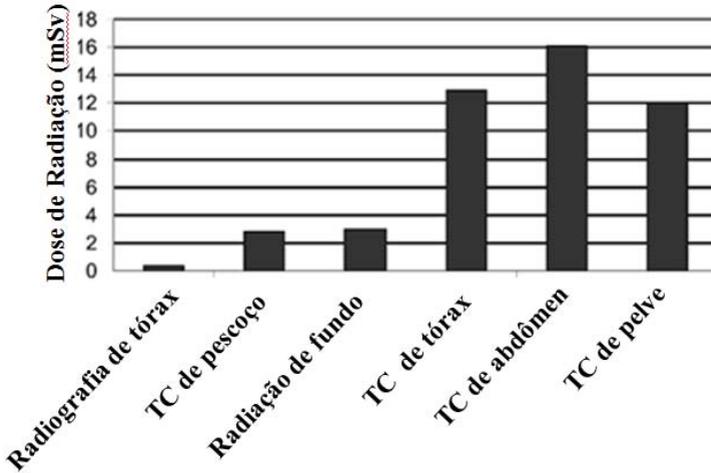
No entanto, a evolução dos equipamentos de TC, bem como a maior acessibilidade a tais aparelhos por médicos e pacientes, gerou um grande incremento da dose de radiação recebida pela população. “A introdução de tecnologias como Tomografia Computadorizada Multidetector (MDCT) e a consequente redução do tempo de exames, aliada à facilidade de aquisição de imagens, podem resultar em exposições desnecessárias do pacientes à radiação”, uma vez que tal panorama permite a solicitação e realização corriqueira de exames [5].

De acordo com Weist *et al.* [6], a principal especialidade de diagnóstico por imagem que contribui para o aumento de dose é a TC, cuja utilização cresceu exponencialmente nos Estados Unidos e nos outros países.

A TC entrega doses de radiação muito maiores que os raios X diagnósticos convencionais, como é o caso da tomografia de tórax, que produz doses superiores em mais de 100 vezes que um exame de raios X de tórax de rotina (Pósterio-anterior mais Perfil) [7]. Para melhor ilustrar o exposto, a Figura 1 abaixo apresenta comparações, para adultos, entre a radiação de fundo (que existe naturalmente no ambiente), exames de TC e um exame de radiografia convencional.

Embora seja difícil estimar o risco exato relacionado às baixas doses de radiação (5-150 mSv), o valor de exposição de uma tomografia de tórax ou abdômen pode estar associado a um risco elevado de dano ao DNA e à formação de câncer [8].

Figura 1: Comparação entre radiação de fundo, exames de raios X convencional e TC.



Fonte: Adaptado de KALRA *et al.* [5].

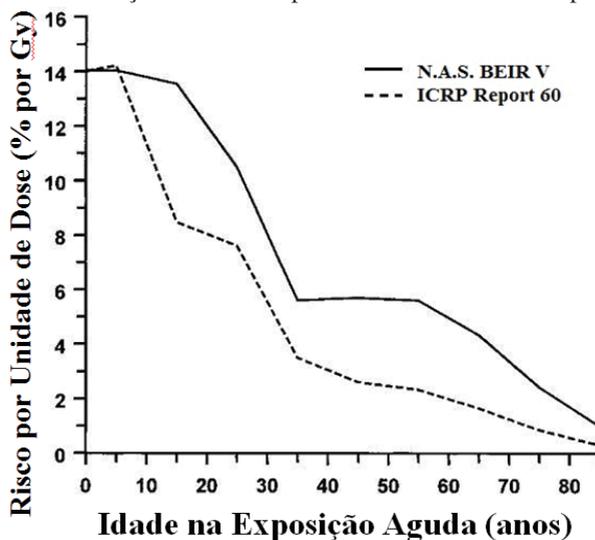
O sétimo relatório da *National Academy of Sciences* sobre os efeitos biológicos das radiações ionizantes estimou que uma dose única de radiação de 10 mSv durante a vida é capaz de contribuir para o desenvolvimento de um câncer sólido ou leucemia na proporção de 1 em 1.000 pessoas [9] apud [10].

Löbrich *et al.* [11] realizaram um estudo *in vivo* verificando a indução de carcinogênese por meio da quebra da dupla-hélice de DNA e concluíram que esta alteração é linearmente proporcional à dose de radiação.

De acordo com D'Ippolito e Medeiros [12], células com alta taxa de proliferação são mais sensíveis à radiação ionizante e são encontradas em tecidos de alta atividade mitótica. A radiosensibilidade é inversamente proporcional ao grau de diferenciação celular (quanto menos diferenciada, mais radiosensível esta célula é) e diretamente proporcional ao número de divisões celulares necessárias para que a célula alcance a sua forma “madura”.

Desse modo, constata-se que, quanto mais jovem for o indivíduo, maior será o risco de desenvolver alguma patologia maligna advinda da exposição às radiações ionizantes. A Figura 2, a seguir, ilustra o percentual de risco de morte por câncer por unidade de dose absorvida em função da idade do paciente.

Figura 2: Risco de morte por câncer ao longo da vida por unidade de dose absorvida em função da idade do paciente no momento da exposição.



Fonte: Adaptado de Brenner, D.J; *et al*[13] e N.A.S-BEIR V [14] e ICRP 60 [15].

Ao longo dos anos, a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) – órgão internacional não-governamental – tem elaborado inúmeros relatórios provendo informações em proteção radiológica e segurança na Medicina. Em sua publicação nº 60 [15], introduziu o conceito de “Nível de Referência”, definido como “valores [de dose] estabelecidos de forma que, quando superados, alguma ação específica ou decisão tem de ser tomada”.

Já em publicação posterior, a ICRP 73 [16] troca o termo “Níveis de Referência” por “Níveis de Referência de Diagnóstico” (do inglês *Diagnostic Reference Level* ou DRL), uma forma de nível de investigação aplicada a uma quantidade de dose de fácil mensuração. Trata-se, geralmente, de dose absorvida no ar, ou em material tecido-equivalente na superfície de um fantoma padrão, ou outro que represente as características de um paciente. Atualmente, lança-se mão de simuladores não antropomórficos e antropomórficos com densidade específica perto da do corpo humano, ou seja, $1\text{g}/\text{dcm}^3$.

Os DRLs são utilizados, de certa forma, pela Portaria 453 [17], editada pelo Ministério da Saúde brasileiro, como parâmetro de dose para exames de raios X e TC, de modo que, quando mensurado nos

equipamentos, o valor adquirido deva ser próximo do estipulado pela normativa citada. Valores significativamente maiores ou menores devem ser investigados, como forma de coibir práticas que conduzam a um excesso de dose ou propiciem uma qualidade de imagem aquém da essencial a um exame de qualidade.

Assim, ante todo o explanado sobre o potencial dano ocasionado pela radiação aos indivíduos e, ainda, tomando como pressuposto a existência de valores de DRL mundialmente descritos, bem como o modo de obtenção de tais valores, surge a seguinte questão científica a ser respondida:

"Estariam as doses praticadas em Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina de acordo com as referências de DRLs internacionais?"

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos desta pesquisa são divididos em Geral e Específicos, como segue:

1.1.1 Objetivo Geral

Conhecer os valores de doses de radiação e propor o valor dos Níveis de Referência em Diagnóstico para Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina para os exames das regiões anatômicas de crânio, tórax, abdômen e pelve.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Adquirir os valores de dose praticados em tomógrafos computadorizados no Estado de Santa Catarina por meio de arquivos DICOM;
- Comparar os valores de dose obtidos no Estado com valores descritos em estudos e normativas internacionais;
- Propor Níveis de Referência em Diagnóstico em TC para o Estado de Santa Catarina;
- Comparar o DRL proposto com aqueles publicados na literatura internacional;
- Divulgar os valores obtidos às instituições pesquisadas, às instituições sanitárias e ao meio acadêmico.

1.2 JUSTIFICATIVA

O fator motivador deste trabalho é a disponibilização de um valor estadual dos Níveis de Referência em Diagnóstico para Tomografia Computadorizada. A consequente obtenção de dados-referência permitirá aos serviços de imagem do Estado de Santa Catarina a comparação e, eventualmente, a adequação de seus próprios valores de dose e protocolos utilizados, de tal forma que exista a possibilidade de melhorá-los ao ponto em que o paciente receba a menor dose de radiação possível com uma imagem de qualidade diagnóstica adequada. De acordo com a ARPANSA [18], os DRLs podem ser utilizados para:

- Melhorar a distribuição local, regional, ou nacional de doses observadas durante a execução de imagens médicas, reduzindo a frequência injustificada de valores altos ou baixos;
- Obter uma pequena variação de doses, as quais representam boas práticas na execução de imagens médicas;
- Estipular uma faixa de variação de doses consideradas adequadas para protocolos de imagens médicas;
- Proporcionar uma métrica comum de dose para comparação das práticas, protocolos e modalidades;
- Avaliar o impacto na dose perante a introdução de novos protocolos;
- Proporcionar o cumprimento das legislações nacionais.

Espera-se, com este estudo, que os valores de DRL obtidos possam ser utilizados pelas autoridades sanitárias com o objetivo de estipular um DRL estadual e nacional. Paralelamente, os gestores de proteção radiológica podem utilizar os dados aqui gerados para avaliação das doses praticadas, de modo que a recebida pelo paciente seja a menor possível sem comprometer a qualidade do exame diagnóstico em questão.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Serão apresentados a seguir, de forma sucinta, informações e dados relevantes ao funcionamento do tomógrafo computadorizado e suas medidas de dose de radiação ionizante.

2.1.1 Equipamento de Tomografia Computadorizada

Após a descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen, em 1885, o uso das radiações ionizantes passou por vários avanços. Quase 100 anos após a publicação da descoberta de Röntgen, em 1979, Godfrey Hounsfield e Allan Cormack ganharam o prêmio Nobel de medicina pelo desenvolvimento da tomografia assistida por computador.

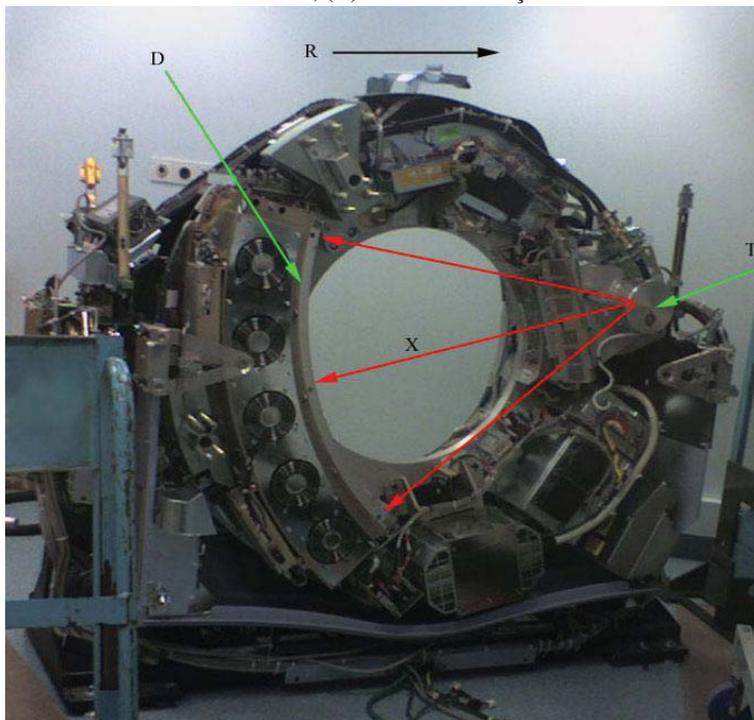
Desde então, o equipamento vem passando por modificações constantes que incluem, principalmente, alterações de ampola, de detectores, de *softwares* de processamento e de assistência ao exame. Abaixo, a Figura 3 demonstra um tomógrafo fechado e a Figura 4 apresenta um esquema das partes internas de um tomógrafo.

Figura 3: Tomógrafo Computadorizado.



Fonte: medgadget.com

Figura 4: Tomógrafo Computadorizado aberto. (T) ampola, (X) raios X, (D) detectores, (R) sentido de rotação.



Fonte: about-radiology.com.

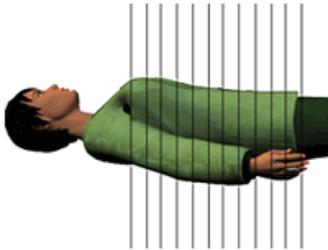
O tomógrafo computadorizado caracteriza-se pela criação de imagens digitais a partir da medição de atenuações dos raios X e de equações matemáticas. Fatias ou secções virtuais do corpo humano podem ser produzidas em qualquer plano ortogonal e, em face do avanço tecnológico de *softwares* desde a década passada, foi possível a geração de imagens 3D advindas daquelas informações.

O aparelho, em si, passou por quatro gerações distintas, sendo que, dentre elas, a terceira foi constantemente aprimorada e é a utilizada atualmente, tendo por característica principal a rotação contínua e sincrônica da ampola produtora de radiação e detectores. Dentre os avanços do aparelho de TC, está a evolução de exames de forma sequencial para helicoidal, assim como a de detector simples para multidetectores. Tais conceitos serão abordados separadamente em tópicos a seguir.

2.1.2 Aquisição Sequencial

A Aquisição Sequencial foi o primeiro método para aquisição de imagens utilizado e permanece em voga até os dias atuais. Conhecido também como corte a corte, consiste na obtenção dos dados para processamento por meio de um único giro do conjunto ampola e detectores. Após a rotação, a emissão de radiação cessa para ser recomeçada após o movimento da mesa e posicionamento do paciente para um novo "corte". Possui como vantagem uma melhor qualidade de imagem em alguns casos, e pouco "over ranging" (irradiação de tecidos sem necessidade). Um ponto que deixa a desejar, entretanto, é o tempo de aquisição de imagem, maior em relação ao helicoidal. A seguir, a Figura 5 ilustra os cortes efetuados no método de aquisição em questão.

Figura 5: Ilustração dos cortes de um exame sequencial.

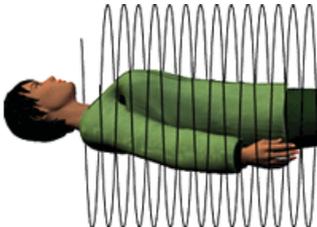


Fonte: imaging.cancer.com.

2.1.3 Aquisição Helicoidal

Antigamente conhecido como espiral, a aquisição helicoidal caracteriza-se pelo movimento contínuo da mesa de exames do tomógrafo concomitantemente à exposição de radiação. Dessa forma, obtém-se uma irradiação em forma de hélice/espiral (ver Figura 6). É o tipo de equipamento de tomografia mais comercializado mundialmente.

Figura 6: Cortes de um exame helicoidal.



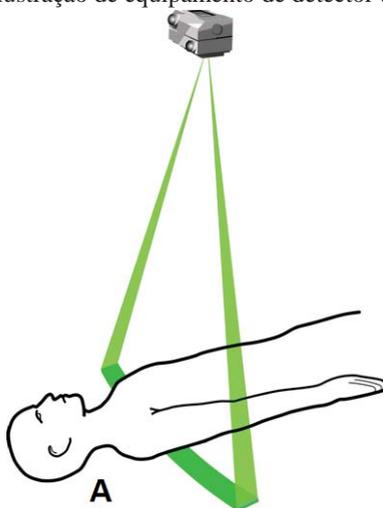
Fonte: imaging.cancer.com.

Este método possui como maior vantagem o ganho de tempo na realização do exame, ao passo, todavia, que acaba por irradiar um pouco a mais no tecido no início e fim do procedimento, em razão de fatores técnicos de funcionamento e reconstrução de imagem.

2.1.4 Detectores Simples

Esta tecnologia foi o início da tomografia computadorizada e persistiu sozinha no mercado até cerca de metade da última década do século passado, caracterizando-se por deter uma única faixa de detectores, conforme Figura 7 que segue abaixo.

Figura 7: Ilustração de equipamento de detector único.



Fonte: about-radiology.com.

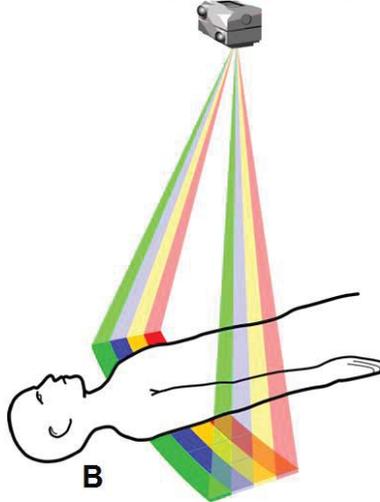
2.1.5 Multidetectores

A partir de metade dos anos 90, o fabricante e precursor dos tomógrafos, Elscint, criou o primeiro tomógrafo com duas fileiras de detectores – ou canais, como são também conhecidos.

Atualmente, existem equipamentos com 2, 4, 6, 16, 32, 48, 64, 128, 256, 320 e até 640 canais de detectores, como é o caso do aparelho da Toshiba Aquillion ONE. O incremento do número de canais contribuiu para um ganho considerável de tempo na execução dos estudos tomográficos, além de permitir e facilitar a execução de uma

nova gama de exames de alta qualidade, como, por exemplo, tomografias cardíacas. A Figura 8, a seguir, ilustra o esquema de um aparelho de quatro detectores.

Figura 8: Ilustração de equipamento de múltiplos detectores.

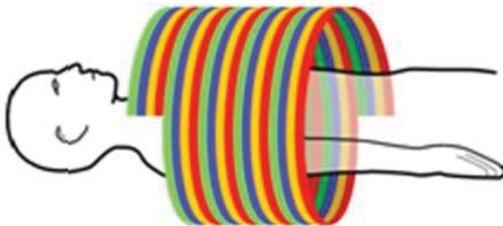


Fonte: about-radiology.com.

2.1.6 Equipamentos Atuais

Com arquitetura de construção de terceira geração, os equipamentos comercializados hoje são helicoidais e multidetectores, o que, todavia, não exclui a possibilidade de realização de exames sequenciais. Adiante, a Figura 9 demonstra como ocorre a aquisição de imagem nesses aparelhos.

Figura 9: Ilustração de equipamento de múltiplos detectores helicoidais.



Fonte: about-radiology.com.

2.1.7 Exames Tomográficos Estudados

Apresentados os principais métodos para aquisição de imagem via TC, serão abordados, a partir de agora, os tipos de exames e protocolos alvo da pesquisa de dose e proposição de níveis de referência de diagnóstico, objetos da presente dissertação.

2.1.7.1 Exame Tomográfico de Crânio

O exame de crânio é um dos exames mais realizados na tomografia computadorizada, com indicações das mais variadas, incluindo hemorragias, fraturas, aneurismas e doenças degenerativas. Sua execução pode se dar de duas formas: (1) Sequencial e; (2) Helicoidal [19].

No tipo sequencial, são utilizados dois protocolos: o primeiro vai do topo da vértebra C_1 até a crista petrosa do osso temporal; o segundo, por sua vez, vai da região petrosa até o vértice do crânio. Já a outra forma de obtenção de imagens, helicoidal, engloba todos estes marcos anatômicos, indo do topo de C_1 até o vértice em uma única exposição [20].

Via de regra, ambos possuem de uma a três fases: sem contraste, com contraste e eventualmente de contraste tardio. Independente da forma de escaneamento, porém, o intuito é analisar o cérebro, sua base e estrutura óssea.

2.1.7.2 Exame Tomográfico de Tórax

A tomografia de tórax também é comumente realizada, com execução predominante no modo helicoidal, uma vez que, com o advento da tomografia multicortes, tornou-se viável realizar toda a aquisição de imagens em uma ou duas exposições de um mesmo protocolo.

Importante evidenciar, ademais, a delimitação anatômica imposta neste exame, que se dá logo abaixo dos ângulos costofrênicos indo até acima dos ápices pulmonares [21], bem como a quantidade de fases que geralmente o compõem: sem e com contraste.

Destaque-se, por fim, que sua solicitação é feita, via de regra, para pesquisa de infecções, anomalias, nódulos, dentre outros [20].

2.1.7.3 Exame Tomográfico de Abdômen

Tão solicitada quanto o exame de tórax, a TC de abdômen possui uma peculiaridade: sua denominação simples como abdômen pode ser confundida entre os exames de abdômen superior e abdômen total [19].

Ambos os estudos – total e superior –, porém, têm início logo acima do diafragma. No caso do superior, o término é acima da articulação sacro-ilíaca, e, no total, o escaneamento é estendido até logo abaixo da sínfise púbica [20]. Os dois, de modo geral, possuem três fases: com contraste, sem contraste e portal. Pode-se, ainda, realizar uma quarta fase, chamada equilíbrio [19]. A indicação de tais exames é voltada para a averiguação de massas, para estadiamento de tumores, pesquisa de eventuais abscessos e visualização dos órgãos abdominais.

2.1.7.4 Exame Tomográfico de Pelve

O último exame estudado neste trabalho possui até três fases de exposição à radiação ionizante: com contraste, sem contraste e tardia. Com delimitação anatômica imediatamente acima das cristas ilíacas até um pouco abaixo da sínfise púbica, detém praticamente as mesmas indicações do exame de abdômen, incluindo, aqui, a parte óssea da bacia e cabeça do fêmur.

2.1.8 Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL)

Estatisticamente, os denominados “níveis de referência” são valores *aproximados* do terceiro quartil ($Q_{3/4}^1$) dos valores de dose aplicados ao paciente, para um determinado procedimento, em um número representativo de serviços de imagem [22].

Nesse norte, importante destacar a diferença entre o DRL e o 75 percentil, ou $Q_{3/4}$, das doses obtidas em estudos. O DRL é um valor estipulado com base nas pesquisas de doses de uma instituição, região, ou mesmo em âmbito nacional. O $Q_{3/4}$, por sua vez, é o resultado das pesquisas de doses consubstanciado em um número real proveniente de trabalhos científicos, que pode abranger de um único equipamento até um país inteiro.

¹ $Q_{3/4}$: valor de 75% ou $3/4$ da amostra ou população

2.1.8.1 Níveis de Referência em Diagnóstico Local (DRLL)

É a determinação dos valores de DRL para um local específico, normalmente pequenas áreas físicas, como um município, uma instituição e/ou um equipamento. Têm por finalidade o gerenciamento da dose de radiação nesses locais.

2.1.8.2 Níveis de Referência em Diagnóstico Estadual (DRLE)

Criados nesta pesquisa, os DRLE são os valores encontrados em um estado brasileiro, no caso, Santa Catarina. Em virtude das dimensões continentais de nosso país, bem como pelo fato de cada estado federativo possuir, muitas vezes, área compatível à de vários países do mundo, optou-se pela subdivisão dos níveis por esferas estaduais.

2.1.8.3 Níveis de Referência em Diagnóstico Regional (DRLR)

São os valores de DRL para toda uma região. Mais abrangentes que os níveis locais, cobrem uma área maior, como agrupamentos de estados da federação brasileira. A título de exemplo, pode-se mencionar a região sul do Brasil, que engloba Rio Grande do Sul, Santa Catarina e Paraná.

2.1.8.4 Níveis de Referência em Diagnóstico Nacional (DRLN)

Utilizado principalmente por autoridades sanitárias, o DRL nacional é um estudo pormenorizado da prática da realização de exames que utilizam radiação ionizante em um país, sendo que muitos estudos levam de dois a três anos para criarem DRLs de países com tamanho similar ao do estado do Rio Grande do Sul.

Nesse contexto, importante observar que esta pesquisa pode ser o início de um DRLN, já que não foram encontrados, até o momento, estudos nacionais, regionais, estaduais e, nem mesmo, locais de determinação de DRL no Brasil.

2.1.9 Mensuração do DRL

As duas principais variáveis objeto deste estudo são $CTDI_{vol}$ e DLP. O $CTDI_{vol}$ é uma grandeza derivada do CTDI, ou *Computed*

Tomography Dose Index, que, em português, significa Índice de Dose em Tomografia Computadorizada. O DLP, de outro lado, significa *Dose Length Product*, ou seja, Produto Dose-Comprimento. Adiante, explicar-se-á, de forma detalhada, o procedimento para efetuar o cálculo das grandezas $CTDI_{vol}$ e DLP.

2.1.9.1 $CTDI_a$ e $CTDI_{100}$

O “Guia Europeu para Estimativa de Doses Populacionais de Procedimentos Médicos que utilizam raios X” [23] define o $CTDI_a$, ou $CTDI_{air}$, na Equação (1) como sendo a integral da dose absorvida no ar K_a (ou $Kerma^2$ no ar [C_k]) ao longo do eixo de rotação Z para uma única rotação, dividida pelo produto do número de cortes tomográficos N e a espessura de corte nominal T. Se essa grandeza for medida com uma câmara de ionização de 100mm de comprimento, passa a ser denominada $CTDI_{100}$ ou $C_{k,100}$ - Equação (2).

$$CTDI_a = C_K = \frac{1}{N \times T} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) dz \quad (1)$$

$$CTDI_{100} = C_{K,100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50mm}^{+50mm} K_a(z) dz \quad (2)$$

2.1.9.2 $C_{K,PMMA,100}$ e $CTDI_w$

Quando o $CTDI_{100}$ é medido com a câmara de ionização dentro de um simulador (*phantom*) de polimetilmetacrilato (PMMA) (Figura 10), passa a ser denominado $C_{K,PMMA,100}$ Equação (3).

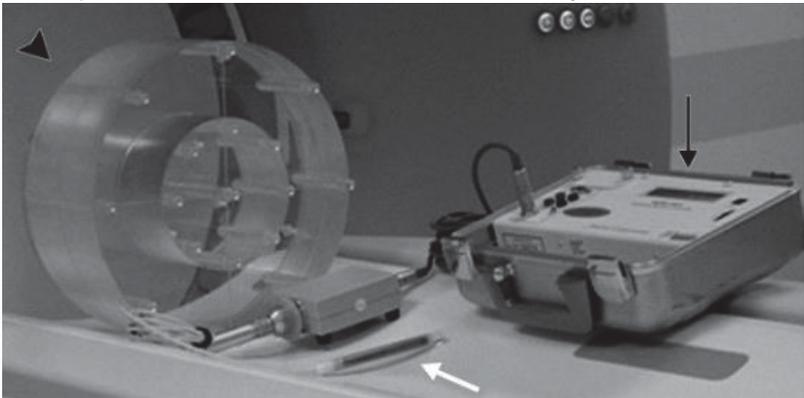
$$C_{K,PMMA,100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{K_{a,PMMA}(z) dz}{N_i T_i} \quad (3)$$

² Kerma: *Knectic Energy Released per unit of Mass*; Energia Cinética Liberada por unidade de Massa.

Ao se realizar a ponderação dos valores de $C_{K,PMMA,100}$, medidos no centro e na periferia do simulador apresentado na Figura 3, tem-se o $CTDI_w$, definido pela Equação (4).

$$CTDI_w = C_{K,PMMA,w} = \frac{1}{3} \cdot C_{K,PMMA,100,c} + \frac{2}{3} \cdot C_{K,PMMA,100,p} \quad (4)$$

Figura 10: Phantom de PMMA, Câmara de Ionização e eletrômetro.



Fonte: Baush *et al.* [24]

2.1.9.3 $CTDI_{vol}$ e DLP

Quando se adiciona o fator Pitch (para tomógrafos helicoidais; corresponde à distância percorrida pela mesa dividida pelo número de cortes vezes a espessura nominal do corte), obtém-se o $CTDI_{vol}$ (Equação 5), que apresenta o valor corrigido do $CTDI_w$.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / CT \text{ pitch factor} \quad (5)$$

Por fim, quando o $CTDI_{vol}$ é multiplicado pelo comprimento da área irradiada durante o exame de Tomografia Computadorizada, tem-se o DLP, estampado na Equação 6. Como já dito, todas as fórmulas e definições aqui abordadas são provenientes do “Guia Europeu para Estimativa de Doses Populacionais de Procedimentos Médicos que utilizam raios X” [20].

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (6)$$

O Tomógrafo Computadorizado exporta, via DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, padrão de comunicação de imagens médicas digitais), várias informações sobre cada exame realizado, dentre eles o $CTDI_{vol}$ e o DLP.

2.1.9.4 Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD)

A Portaria 453 [17], única norma brasileira que diz respeito a algum tipo de limitação de dose, utiliza os valores de MSAD (*Multiple Scan Average Dose*; Dose Média em Cortes Múltiplos), que é uma derivação do CTDI. O MSAD é definido pela Equação (7) abaixo, na qual o valor do CTDI é multiplicado pela razão entre a espessura do corte T e o incremento de cortes consecutivos I . Infelizmente, essa grandeza não é aplicada em estudos ou normativas de organizações internacionais, ou, ainda, em países, para determinação dos valores de dose de um DRL, o que impossibilita a comparação da norma brasileira e dos testes exigidos pela portaria acima referida com valores do mundo todo.

$$MSAD = \left(\frac{T}{I} \right) CTDI \quad (7)$$

2.1.10 Valores de DRL Publicados

As Tabelas 1, 2, 3 e 4 adiante demonstram os DRLs e o $Q^{3/4}$ de doses normatizadas e praticadas em estudos, respectivamente, para as quatro regiões anatômicas pesquisadas nesta dissertação.

Quando possível, realizou-se a divisão do DLP pelo $CTDI_{vol}$, a fim de adquirir os valores de Comprimento da Estrutura Irradiada (CEI), conforme Equação 8 abaixo.

$$CEI = \frac{DLP}{CTDI_{VOL}} \quad (8)$$

Tabela 1: DRL e Q^{3/4} Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos – TC de Crânio.

Estudo	País	Ano	Tipo	Tomografia de Crânio						CEI Valor	
				CTDI		DLP		Média	Desvio Padrão		Valor
				Desvio Padrão	Valor	Desvio Padrão	Valor				
[25]	Suécia	2002		-	-	75	-	-	1200	16	
[26]	Inglaterra	2003		-	-	65 ^a /100 ^b	-	-	-	-	
[27]	EURC	2004		-	-	60	-	-	1050	-	
[28]	Suíça	2007	DRL	-	-	65	-	-	1000	-	
[29]	USA/ACR	2008		-	-	75	-	-	-	-	
[30]	Noruega	2008		-	-	75	-	-	1000	13,33	
[31]	França	2013		-	-	65	-	-	1050	16,15	
[26]	Inglaterra	2003		49	13,72	57 ^a /80 ^b	694	277,6	787	14,16	
[27]	EURC	2004		-	-	72	-	-	945	13,12	
[28]	Suíça	2007		-	-	69	-	-	1083	15,69	
[30]	Noruega	2008		64	20	73	866	246	1002	13,53	
[32]	Malta	2009	Q ^{3/4}	38,3	18,1	41	531,2	210	736	13,86	
[33]	Bielorrússia	2010		50,2	14,3	60	597,4	179,3	730	11,9	
[34]	Japão	2012		-	-	-	996,7	494,5	1119	-	
[35]	Irlanda	2012		64	15	66,2	857	121	940	13,39	
[31]	França	2013		56,4	17,7	62	944	252	1042	16,73	

CTDI_{vol} (mGy); CT volume dose index; DLP (mGy.cm); CM (cm): Comprimento da estrutura irradiada (calculada em função das médias; quando indisponível calculado sobre o DRL.); DRL: Nível de referência em diagnóstico;

Q^{3/4}: Terceiro quartil ou 75 percentil da amostra; ^a Cérebro; ^b Fossa Posterior

Fonte: Autor

Tabela 2: DRL e Q^{3/4} Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Tórax.

Estudo	País	Ano	Tipo	Tomografia de Tórax							
				CTDI				DLP			
				Média	Desvio Padrão	Valor	Valor	Média	Desvio Padrão	Valor	Valor
[25]	Suécia	2002		-	-	20	-	-	600	30	
[26]	Inglaterra	2003		-	-	13	-	-	580	44,6	
[27]	EURC	2004	DRL	-	-	10	-	-	-	-	
[28]	Suíça	2007		-	-	10	-	-	400	-	
[30]	Noruega	2008		-	-	15	-	-	400	26,6	
[31]	França	2013		-	-	15	-	-	475	31,6	
[26]	Inglaterra	2003		8,9	3,92	11	402	188,9	488	45,1	
[27]	EURC	2004		-	-	9	-	-	344	38,22	
[28]	Suíça	2007		-	-	13	-	-	424	32,6	
[30]	Noruega	2008		10	4,7	13	325	139	402	31	
[32]	Malta	2009	Q ^{3/4}	11,9	7,3	13,1	454,6	308,5	492	38,2	
[33]	Bielorrússia	2010		16,4	5,3	20	407,8	130,4	500	24,87	
[34]	Japão	2012		-	-	-	490,5	356,6	576	-	
[35]	Irlanda	2012		8,6	3	9,3	354	103	393	40,8	
[31]	França	2013		-	-	13,5	-	-	467	34,5	

CTDI_{vol} (mGy); CT volume index; DLP (mGy.cm); CM (cm): Comprimento da estrutura irradiada (calculada em função das médias; quando indisponível calculado sobre o DRL); DRL: Nível de referência em diagnóstico; Q^{3/4}: Terceiro quartil ou 75 percentil da amostra.

Fonte: Autor

Tabela 3: DRL e Q^{3/4} Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Abdômen.

Estudo	País	Ano	Tipo	Tomografia de Abdômen						CEI Valor
				CTDI			DLP			
				Média	Desvio Padrão	Valor	Média	Desvio Padrão	Valor	
[25]	Suécia	2002		-	-	25	-	-	-	-
[26]	Inglaterra	2003		-	-	14	-	-	560	40
[27]	EURC	2004		-	-	15	-	-	-	-
[28]	Suíça	2007	DRL	-	-	15	-	-	400	26,6
[30]	Noruega	2008		-	-	15	-	-	710	47,3
[29]	USA/ACR	2008		-	-	25	-	-	-	-
[31]	França	2013		-	-	17	-	-	800	47
[26]	Inglaterra	2003		12	3,96	14	352	235,8	472	29,3
[27]	EURC	2004		-	-	16	-	-	726	45
[28]	Suíça	2007		-	-	16	-	-	468	29,2
[30]	Noruega	2008		13	4,1	15	590	201	713	45,4
[32]	Malta	2009	Q ^{3/4}	11,3	7	12,1	512,2	311	539,4	45,3
[33]	Bielorrússia	2010		21	-	-	470	-	-	22,4
[34]	Japão	2012		-	-	-	522,3	323,4	681	-
[35]	Irlanda	2012		11,1	3	12,3	547	193	598	49,27
[31]	França	2013		-	-	15,6	-	-	550	35

CTDI_{Vol} (mGy): CT volume index; DLP (mGy.cm); CM (cm): Comprimento da estrutura irradiada (calculada em função das médias; quando indisponível calculado sobre o DRL_n); DRL: Nível de referência em diagnóstico; Q^{3/4}: Terceiro quartil ou 75 percentil da amostra.

Fonte: Autor

Tabela 4: DRL e Q^{3/4} Publicados Internacionalmente por Organizações, Países e Estudos - TC de Pelve.

Estudo	País	Ano	Tipo	Tomografia de Pelve						
				CTDI		DLP		CEI		
				Média	Desvio Padrão	Valor	Média	Desvio Padrão	Valor	
[28]	Suíça	2007	DRL	-	-	20	-	-	500	25
[28]	Suíça	2007		-	-	20	-	-	490	24,5
[30]	Noruega	2008	Q ^{3/4}	18	-	-	403	-	-	22,3
[31]	França	2013		-	-	19,4	-	-	485	25

CTDI_{vol} (mGy); CT volume index; DLP (mGy.cm); CM (cm): Comprimento da estrutura irradiada (calculada em função das médias; quando indisponível calculado sobre o DRL.); DRL: Nível de referência em diagnóstico; Q^{3/4}: Terceiro quartil ou 75 percentil da amostra.

Fonte: Autor

2.2 METODOLOGIA

2.2.1 Desenho do Estudo

Este trabalho pode ser classificado como transversal, de acordo com Hulley *et al.* [36], e como uma pesquisa aplicada quantitativa de caráter descritivo, conforme Gil [37].

Consoante apresentado na Introdução, para se chegar a um valor de DRL, houve que se obter, em primeiro lugar, os valores de CTDI e DLP referentes aos exames de TC executados no estado de Santa Catarina.

2.2.2 Aquisição de Informações por meio de Arquivos DICOM

Como já exposto no item 2.1.4.3, o tomógrafo computadorizado exporta os exames em padrão DICOM, que fora adotado visando à uniformidade das imagens e de comunicações na medicina. Cada arquivo DICOM (ou arquivo *.dcm) é composto por duas partes distintas: (1) informações escritas sobre o exame; e (2) a imagem propriamente dita.

A parte escrita do DICOM contém inúmeras informações, tais como marca, modelo e número de canais do tomógrafo, dados sobre o paciente e o protocolo utilizado, e por fim, registros dosimétricos, como $CTDI_{vol}$ e DLP.

2.2.3 Aquisição de Informações por meio de *Software*

Para êxito no prosseguimento desta pesquisa, mostrou-se imprescindível a extração das informações escritas dos arquivos DICOM (*.dcm).

Em 2011 e 2012, felizmente, como fruto de Monografia do curso de Ciências da Computação da Universidade Federal de Santa Catarina [38], foi elaborado um *software* que possibilitou a obtenção de tais dados através do escaneamento dos arquivos *.dcm, com posterior exportação de suas informações em forma de arquivo *.csv (*comma separated value*) – o qual, por seu turno, pode ser aberto por qualquer programa editor de planilhas.

Todavia, em que pese a existência dos protocolos DICOM, eles não são fielmente seguidos pelos fabricantes de tomógrafos, o que, na

maioria das vezes, resulta em arquivos DICOM incompletos ou confusos.

Assim, com o escopo de averiguar se os arquivos DICOM eram completos, bem como de avaliar a possibilidade de utilização do *software*, solicitou-se amostras (exames em cd) para verificação se o arquivo *.dcm produzido pelo aparelho a ser estudado possuía as informações necessárias para o prosseguimento da pesquisa. Caso estas não constassem do arquivo DICOM, lançar-se-ia mão de outros meios propícios à aquisição de tais dados, como, por exemplo, o Relatório de Dose.

2.2.4 Aquisição por Relatório de Dose

Conhecido também pelos termos em inglês *Dose Sheet* ou *Radiation Dose Structured Report*, o Relatório de Dose é constituído por uma série de imagem secundária adicionada ao exame de TC em grande parte dos tomógrafos.

Logo, se as informações de dose não estiverem presentes na parte escrita do arquivo DICOM, a imagem do Relatório de Dose é utilizada para aquisição do $CTDI_{vol}$ e do DLP. A Figura 11, a seguir, apresenta um Relatório de Dose extraído de uma das amostras desta pesquisa.

Figura 11: Relatório de Dose para um exame de crânio

31-May-2013 10:16							
Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 3338		Total DLP 971.38 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	CTDI _{vol} mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topograma	1	100				2.8	0.6
Crânio	2	120	300	47.04(b)	971.38	1.0	0.6

Fonte: Autor.

2.2.5 Variáveis Estudadas

Releva salientar, também, que o presente trabalho tem por base o estudo de quatro variáveis. A primeira delas é o Índice de Dose Volumétrico em Tomografia Computadorizada, tradução do inglês

Computed Tomography Volume Dose Index, representado pela sigla $CTDI_{vol}$ e calculado em mGy, podendo ser deduzido das Equações 1 a 5, do item 2.19.

A segunda variável é o Produto Dose-Comprimento, do inglês *Dose Length Product*, resumido pela sigla DLP e medido em mGy.cm, decorrente do $CTDI_{vol}$, conforme Equação 7.

Obtido da divisão do DLP pelo $CTDI_{vol}$, o Comprimento da Estrutura Irradiada – CEI, por sua vez, é a terceira variável alvo deste estudo. Sua mensuração é feita em centímetros (cm).

Por fim, como quarta e última variável, tem-se a Corrente Efetiva, conhecida também como *Effective Current*, *Effective* mAs, ou Produto Corrente-Tempo, cuja unidade padrão é o mAs.

2.2.6 Tamanho de Amostra

Partindo-se do pressuposto de que o objeto de estudo desta pesquisa se refere aos valores de dose gerados em cada exame, observou-se a necessidade de alcançar um número “N” de amostras de dose, montante definido pelo cálculo do tamanho de uma amostra em um estudo descritivo de uma variável contínua, apresentada abaixo como Equação 9. Nela, Z_{α} é o nível de confiança, S é o desvio-padrão e W é amplitude do intervalo, de acordo Hulley *et al.* [36].

$$N = \frac{4 z_{\alpha}^2 S^2}{W^2} \quad (9)$$

Com o propósito, ainda, de se determinar o valor do desvio-padrão da amostra, utilizou-se a média dos desvios-padrão de estudos de DRLs publicados e expostos na Tabela 5 adiante. Embora haja vários trabalhos e documentos [19-35] estipulando DLRs, foram encontrados apenas quatro (04) [26, 30, 32, 33] que contêm o desvio-padrão das amostras coletadas em seus respectivos estudos.

Assim, tomando-se por base a média dos desvios-padrão do $CTDI_{vol}$ para cada exame estudado (dispostos na Tabela 5), um nível de confiança de 95% e margem de erro (amplitude) de 2,0%, e aplicando-se-os à Equação (9), constatou-se que eram necessários os valores de dose correspondentes a 1354 exames, número a ser dividido, ainda, proporcionalmente: 1050 para cabeça, 108 para tórax e 98 para abdômen. Convém acrescentar, ademais, que a quantidade de amostras de tomografias de abdômen revelou-se necessária também para estimar o número de exames de pelve a serem obtidos.

Tabela 5: Valores de Média dos Desvios-Padrão e Resultado do Número de Amostras.

Ref.	Exame	Crânio		Tórax		Abdômen		Pelve	
	País	CTDI _{vol}	DP	CTDI _{vol}	DP	CTDI _{vol}	DP	CTDI _{vol}	DP
[26]	Inglaterra	49	13,7	8,9	3,9	12	3,9	-	-
[30]	Noruega	64	20	10	4,7	13	4,1	-	-
[32]	Bielorrússia	50,2	14,3	16,4	5,3	-	-	-	-
[33]	Malta	38,3	18,1	11,9	7,3	11,3	7	-	-
	Média	-	16,5	-	5,3	-	5	-	-
	Resultado do N° de amostras por região do corpo	1050		108		98		98	
	Total de amostras	1352							

Ref.: Referência

Fonte: Autor

Por oportuno, convém salientar que não existem dados acerca do total de tomografias executadas no Estado de Santa Catarina e que cada instituição contribuiu de maneira diferente para consecução da quantidade de exames. Dessa forma, mostrou-se imprescindível contato prévio com cada instituição pesquisada para estimar a quantidade de exames produzidos por cada tomógrafo. Com vistas a preservar a representatividade de cada região estudada, efetuou-se coleta baseada no valor ponderado da execução de tomografias, ou seja, onde a produção destas fosse maior, maior também seria o valor de amostras retiradas proporcionalmente daquele local.

2.2.7 Tratamento Estatístico

Para cada região anatômica estudada, realizou-se a plotagem gráfica de um histograma e foram escolhidas as seguintes estatísticas descritivas para análise, por meio de *software* estatístico SPSS 21: Média, Desvio-Padrão (DP), Mediana, Coeficiente de Variação (CV) e 75 Percentil (Q^{3/4}).

Ainda dentro do contexto estatístico, efetuou-se a comparação de múltiplas médias, por meio do teste ANOVA unidirecional com o *Post-Hoc* de Bonferroni, com aporte de alguns gráficos que retratam os resultados arrolados nas tabelas que lhes são correspondentes.

2.2.8 Outros Parâmetros

Com o propósito de obter maior quantidade de dados neste estudo, optou-se pela utilização de duas outras variáveis que não o $CTDI_{vol}$ e o DLP. Sempre que disponíveis, a Corrente Efetiva foi coletada e o Comprimento da Estrutura Irradiada deduzido, consoante se vê na Equação 8.

2.2.9 Critérios de Seleção e Exclusão

Fez-se uso dos exames de todas as instituições/aparelhos de tomografia que aceitaram participar deste estudo, com adesão voluntária após convite pelo pesquisador. Tomógrafos que não possuíam ao menos $CTDI_{vol}$ no arquivo DICOM, ou no Relatório de Dose, contudo, foram excluídos da amostra. Não houve segregação por gênero, idade ou peso.

Estipulou-se, sempre que possível, que a primeira série sem contraste deveria ser utilizada na aquisição dos valores das variáveis estudadas. Na hipótese de um exame não possuir série sem contraste, foi selecionada a primeira com contraste. Em casos de exames sequenciais, com mais de uma série em partes distintas da anatomia, optou-se pela de maior valor de $CTDI_{vol}$.

2.2.10 Aspectos Éticos

Este trabalho foi integralmente realizado de acordo com os aspectos éticos da Resolução n. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Catarina.

A autorização e o Modelo de Autorização seguem dispostos no Anexo 1.

3 RESULTADOS

Dos 106 tomógrafos existentes nas mais diversas instituições de saúde do estado catarinense, estabeleceu-se contato com resposta de 70 delas, entre as quais 14 manifestaram-se positivamente.

Tal panorama, aliado à aplicação dos critérios de exclusão apresentados, resultou na coleta e análise de informações de dose de 1050 exames de crânio, 108 de tórax, 98 de abdômen e 98 de pelve de 11 instituições para o ano de 2013 – o que corresponde a 10,4% dos aparelhos do Estado de Santa Catarina.

Quando disponíveis, outros dados foram igualmente coletados, tais como o Produto Dose-Comprimento (DLP) e a Corrente Efetiva (mAs) da ampola. O Comprimento da Estrutura Irradiada (CEI), quando possível, também foi adquirido pela divisão do DLP pelo $CTDI_{vol}$.

3.1 EQUIPAMENTOS ESTUDADOS

A Tabela 6 abaixo identifica os fabricantes, os modelos, o número de canais e a região do Estado a que pertencem os tomógrafos dos quais foram extraídas as amostras que contribuíram para a pesquisa.

Tabela 6: Identificação dos Equipamentos Participantes.

Equipamento	Região	Marca	Modelo	Nº de canais
1	Leste	Philips	Brilliance	6
2	Leste	Siemens	Sensation	64
3	Leste	GE	BrightSpeed	16
4	Leste	Toshiba	Activion	16
5	Norte	Siemens	Sensation	64
6	Vale	Siemens	Sensation	64
7	Vale	GE	LightSpeed	64
8	Serra	GE	BrightSpeed	4
9	Serra	GE	BrightSpeed	16
10	Oeste	Philips	Brilliance	6
11	Sul	Siemens	Emotion	2

Fonte: Autor

Oportuno o parêntesis, aqui, de que, a partir da ciência e identificação de cada equipamento e instituição participantes deste estudo, houve necessidade de dividir o número de amostras descrito na Tabela 5, a fim de manter a proporção de amostras no território catarinense.

Em sequência, a Tabela 7 apresenta o total de exames produzido por cada instituição e o número de amostras (n) relativo a cada equipamento, seguida da Tabela 8, que informa o número de exames por região. Por fim, a Figura 12 apresenta a distribuição geográfica dos tomógrafos em Santa Catarina.

Tabela 7: Produção de Exames no ano de 2012 e Amostras Coletadas por Instituição para o ano de 2013.

Exame	Aparelho/Instituição											Total	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		
Produção de exames em 2012	Crânio	2433	2308	1028	2452	2353	1718	1750	1275	1577	2344	4130	23368
	Tórax	2387	2823	986	2075	957	1633	2200	187	683	1206	2922	18059
	Abdômen	2507	3047	1072	1879	2141	2694	1350	266	537	1201	2526	19220
	Pelve	981	204	241	129	619	1016	700	49	139	817	1961	6856
Amostra a ser coletada em 2013	Crânio	109	104	46	110	106	77	79	57	71	105	186	1050
	Tórax	14	17	6	12	6	10	12	2	4	7	17	108
	Abdômen	13	15	5	9	11	14	7	2	3	6	13	98
	Pelve	14	3	3	2	9	14	10	2	2	12	28	98

Fonte: Autor

Tabela8: Produção de Exames no ano de 2012 e Amostras Coletadas por Região para o ano de 2013.

Exame	Aparelho/Instituição								Total
	Leste	Norte	Vale	Serra	Oeste	Sul	Total		
Produção de exames em 2012	Crânio	8221	2353	3468	2852	2344	4130	23368	
	Tórax	8271	957	3833	870	1206	2922	18059	
	Abdômen	8505	2141	4044	803	1201	2526	19220	
	Pelve	1555	619	1716	188	817	1961	6856	
Amostra a ser coletada em 2013	Crânio	369	106	156	128	105	186	1050	
	Tórax	49	6	23	6	7	17	108	
	Abdômen	42	11	21	5	6	13	98	
	Pelve	22	9	24	4	12	28	98	

Fonte: Autor

Figura 12: Distribuição geográfica dos tomógrafos pesquisados em SC.



Fonte: Autor

3.2 VALORES POR TIPO DE EXAME

Como este trabalho foi desenvolvido por regiões anatômicas e tipos de exame, serão arrolados a seguir 16 tópicos principais que abordam as quatro variáveis ora analisadas.

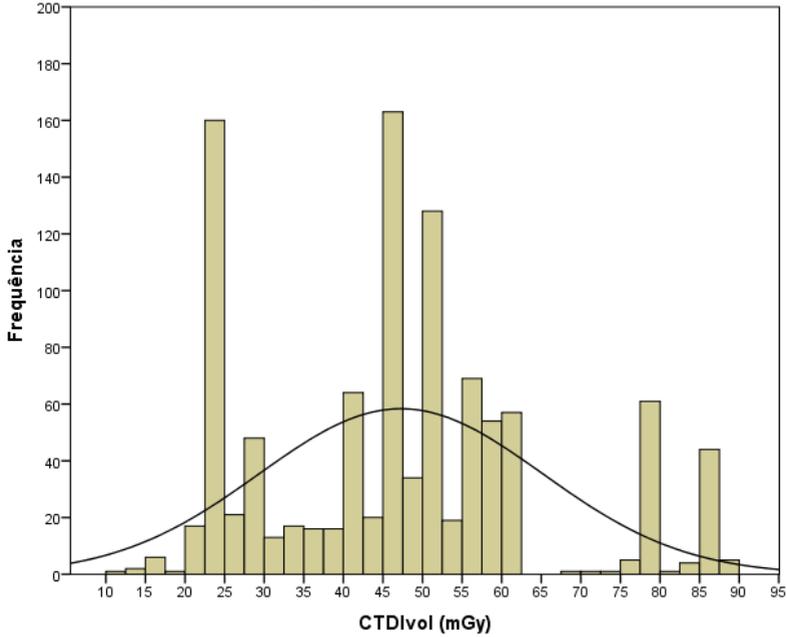
3.2.1 Resultados da TC de Crânio - $CTDI_{vol}$

A Figura 13 abaixo retrata o histograma para o $CTDI_{vol}$ de crânio, ao passo que a Tabela 9, logo após, dispõe acerca de estatísticas descritivas. A propósito, atente-se para o fato de que existem quatro colunas na tabela de dados. Isso ocorre porque, durante a coleta, duas espécies de exames estavam sendo realizados: sequenciais e helicoidais. O primeiro é dividido em duas séries (fossa posterior do crânio e cérebro), enquanto que o segundo possui uma série única de toda anatomia. Como são métodos de aquisição diferentes utilizados em cada região, preferiu-se expor o $Q^{3/4}$ de cada um.

Ao final, observa-se o $Q^{3/4}$ de todos os exames coletados, sendo que, no caso do exame sequencial, foi escolhida a série da fossa posterior como valor a ser utilizado na composição da amostra, opção

motivada pelo fato de que seus números de dose são sempre maiores do que a série de imagens do cérebro.

Figura 13: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Crânio.



Fonte: Autor

Tabela 9: Estatísticas - $CTDI_{vol}$ - TC de Crânio.

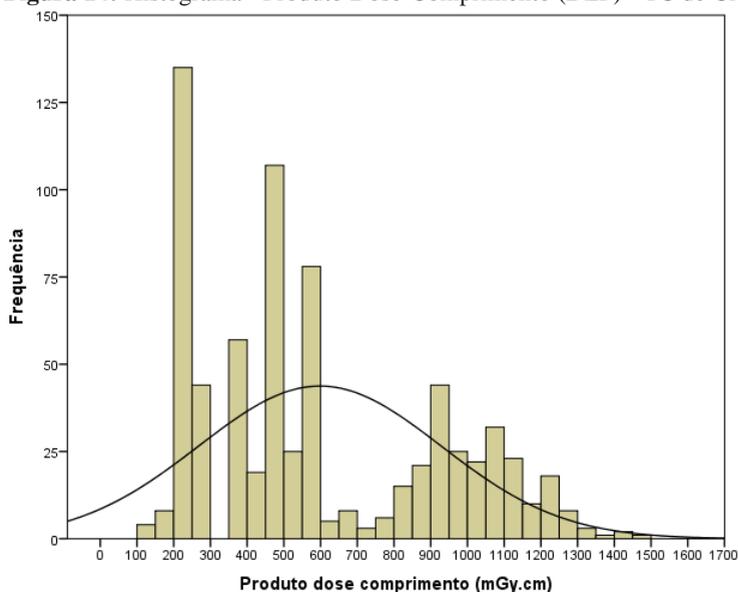
TC de Crânio		Fossa Posterior	Cérebro	Helicoidal	Todos
$CTDI_{vol}$ (mGy)	Média	42,85	34,39	43,26	46,27
	Mediana	16,37	22,95	44,22	47,40
	Desvio Padrão	32,42	14,45	10,82	17,93
	CV	0,75	0,42	0,25	0,39
	75 Percentil	79,68	51,00	51,23	57,38

Fonte: Autor

3.2.2 Resultados da TC de Crânio - Produto Dose-Comprimento

A Tabela 10, adiante, relaciona valores da estatística descritiva, e o histograma (Figura 4) retrata a distribuição do Produto Dose-comprimento do exame de TC de crânio. Novamente, observa-se quatro colunas em razão de terem sido adotados exames sequenciais e helicoidais.

Figura 14: Histograma - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Crânio.



Fonte: Autor

Tabela 10: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Crânio.

TC de Crânio	Fossa Posterior	Cérebro	Helicoidal	Todos
Média	226,69	317,70	802,13	598,09
Mediana	81,00	257,00	848,35	481,44
Desvio Padrão	178,63	113,60	281,39	330,54
CV	0,78	0,35	0,35	0,55
75 Percentil	397,85	429,56	1029,90	910,61

Fonte: Autor

3.2.3 Resultados da TC de Crânio - Comprimento da Estrutura Irradiada

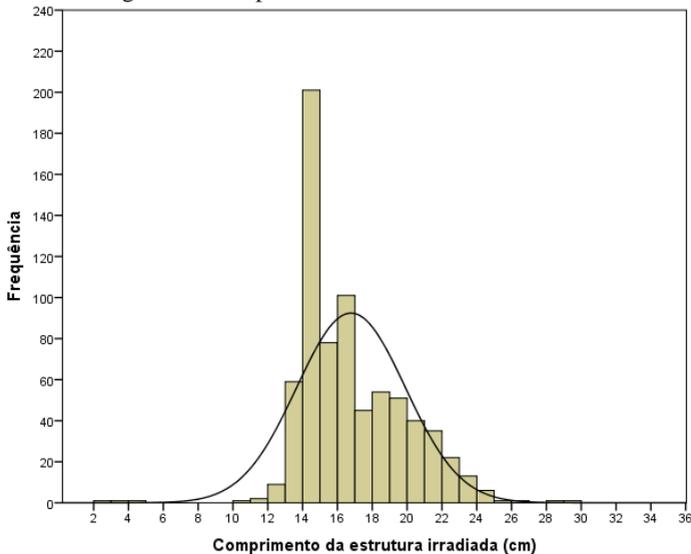
Estão dispostas, logo abaixo, a Tabela 11, de estatísticas descritivas, e a Figura 15, com o histograma do Comprimento da Estrutura Irradiada para o crânio. Como se percebe, mais uma vez há na tabela quatro colunas em virtude da presença de exames sequenciais e helicoidais. O comprimento (CEI), por sua vez, foi adquirido através da divisão do Produto Dose-Comprimento pelo $CTDI_{vol}$. No caso dos exames sequenciais, essa operação matemática foi realizada para cada série, somando-se, em seguida, os resultados.

Tabela 11: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Crânio.
FP: Fossa Posterior; CB: Cérebro.

TC de Crânio	FP	CB	FP+CB	Helicoidal	Todos
Média	5,18	9,55	14,73	18,25	16,78
Comprimento da estrutura irradiada	4,95	9,59	-	18,01	16,15
Desvio Padrão	0,57	1,27	-	3,29	3,13
CV	0,11	0,13	-	0,18	0,18
75 Percentil	6,00	10,41	16,41	20,45	18,95

Fonte: Autor

Figura 15: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Crânio.



Fonte: Autor

3.2.4 Resultados da TC de Crânio - Corrente Efetiva

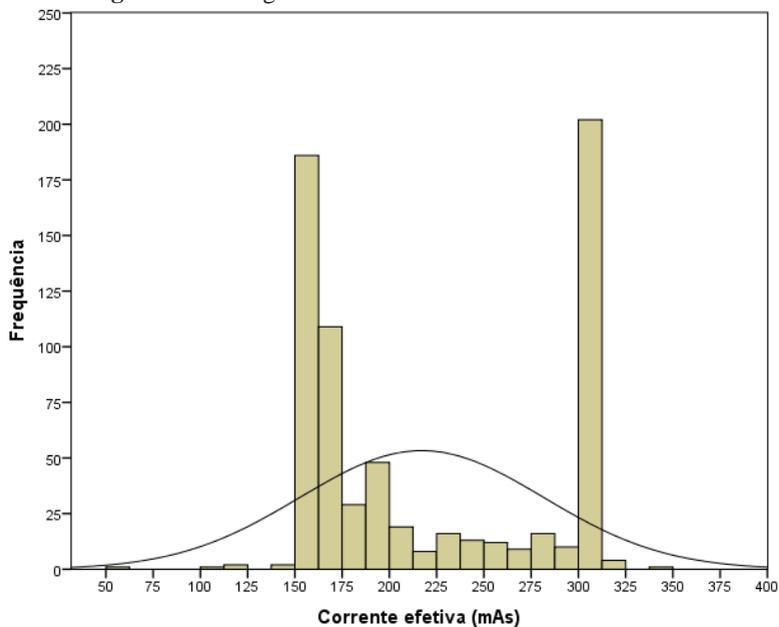
A seguir, visualiza-se a Tabela 12, de estatísticas descritivas, e a Figura 16, com histograma para a variável Corrente Efetiva do exame de crânio. Destaca-se, todavia, que a aquisição dos valores de Corrente Efetiva por série dos exames sequenciais não foi possível, haja vista sua indisponibilidade pelo método de aquisição de dados utilizado.

Tabela 12: Estatísticas Corrente Efetiva - TC de Crânio.

TC de Crânio		Estatística
Corrente Efetiva (mAs)	Média	217,10
	Mediana	190,00
	Desvio Padrão	64,37
	CV	0,29
	75 Percentil	300,00

Fonte: Autor

Figura 16: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Crânio.



Fonte: Autor

3.2.5 Resultados da TC de Tórax - $CTDI_{vol}$

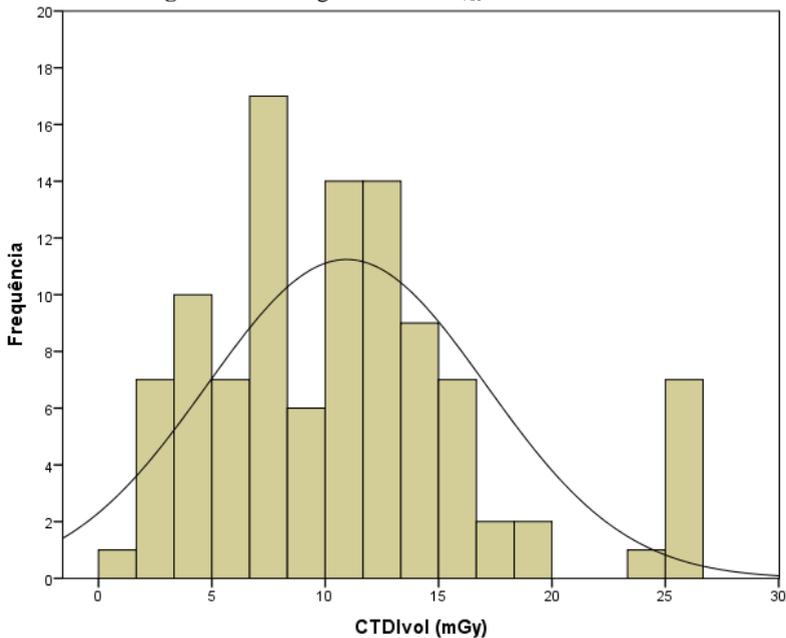
Em seguida, a Tabela 13 e a Figura 17 evidenciam as estatísticas descritivas e o histograma, respectivamente, para o $CTDI_{vol}$ de tórax.

Tabela 13: Estatísticas - $CTDI_{vol}$ - TC de Tórax.

TC de Tórax		Estatística
CTDI _{vol} (mGy)	Média	10,94
	Mediana	10,26
	Desvio Padrão	6,15
	CV	0,56
	75 Percentil	14,34

Fonte: Autor

Figura 17: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Tórax.



Fonte: Autor

3.2.6 Resultados da TC de Tórax - Produto Dose-Comprimento.

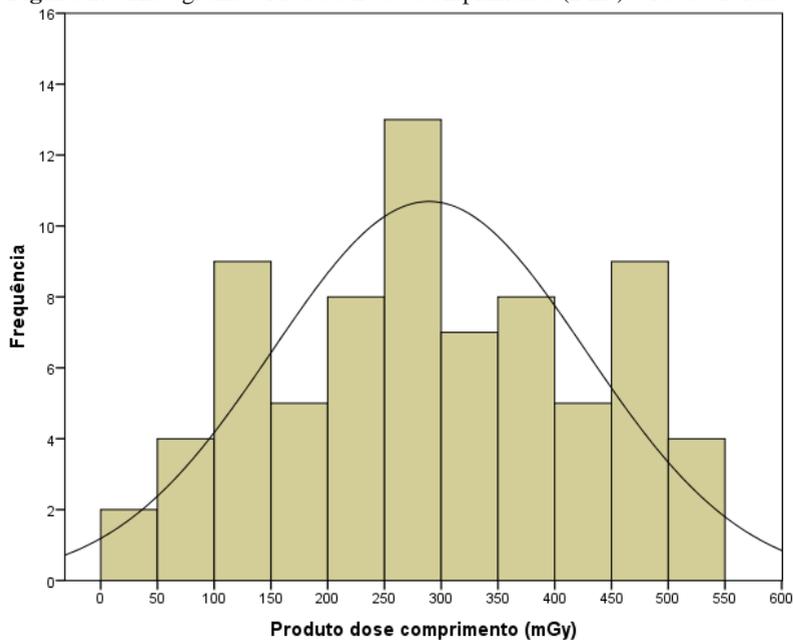
Logo abaixo, têm-se a Tabela 14, de estatísticas descritivas, e a Figura 18, com o histograma para o Produto Dose-Comprimento de tórax.

Tabela 14: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Tórax.

TC de Tórax		Estatística
Produto Dose-comprimento (mGy.cm)	Média	289,29
	Mediana	276,40
	Desvio Padrão	138,06
	CV	0,47
	75 Percentil	395,00

Fonte: Autor

Figura 18: Histograma - Produto Dose-Comprimento (DLP) - TC de Tórax.



Fonte: Autor

3.2.7 Resultados da TC de Tórax - Comprimento da Estrutura Irradiada

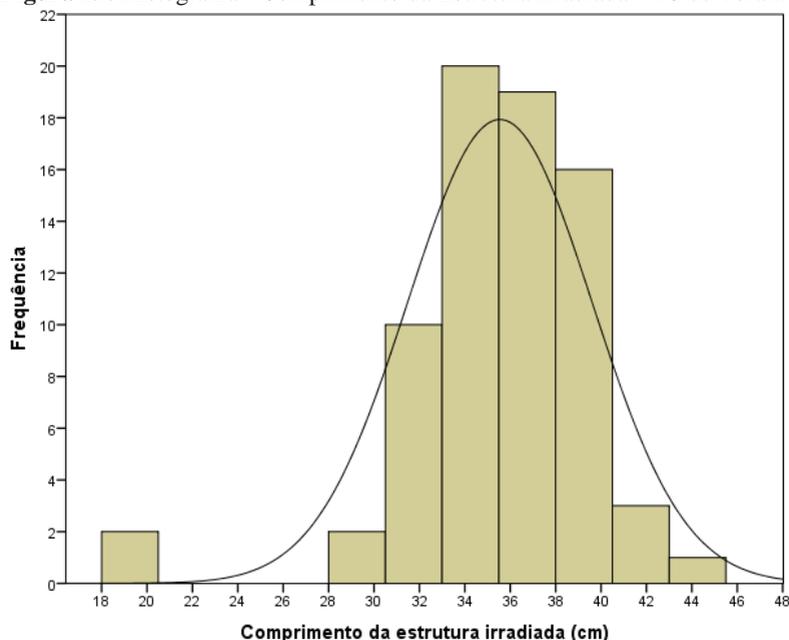
Na continuidade, é possível observar a Tabela 15, de estatísticas descritivas, e a Figura 19, com o histograma para o Comprimento da Estrutura Irradiada do exame de TC de tórax.

Tabela 15: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Tórax.

TC de Tórax		Estatística
Comprimento da Estrutura Irradiada (cm)	Média	35,04
	Mediana	35,16
	Desvio Padrão	4,06
	CV	0,12
	75 Percentil	37,65

Fonte: Autor

Figura 19: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Tórax.



Fonte: Autor

3.2.8 Resultados da TC de Tórax - Corrente Efetiva

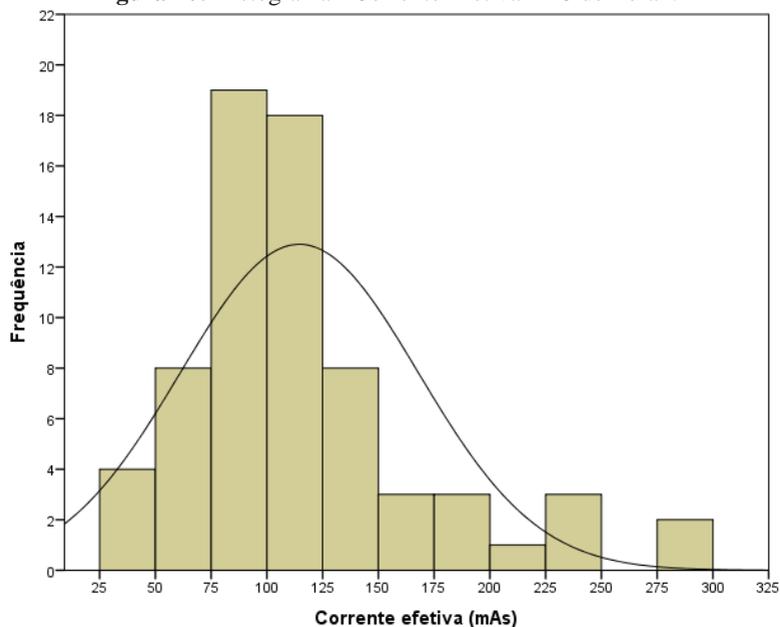
Adiante, vislumbra-se a Tabela 16, de estatísticas descritivas, e a Figura 20, com o histograma para a Corrente Efetiva do exame de TC de tórax.

Tabela 16: Estatísticas - Corrente Efetiva - TC de Tórax.

TC de Tórax		Estatística
Corrente Efetiva (mAs)	Média	114,53
	Mediana	104,00
	Desvio Padrão	53,34
	CV	0,46
	75 Percentil	131,00

Fonte: Autor

Figura 20: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Tórax.



Fonte: Autor

3.2.9 Resultados da TC de Abdômen - $CTDI_{vol}$

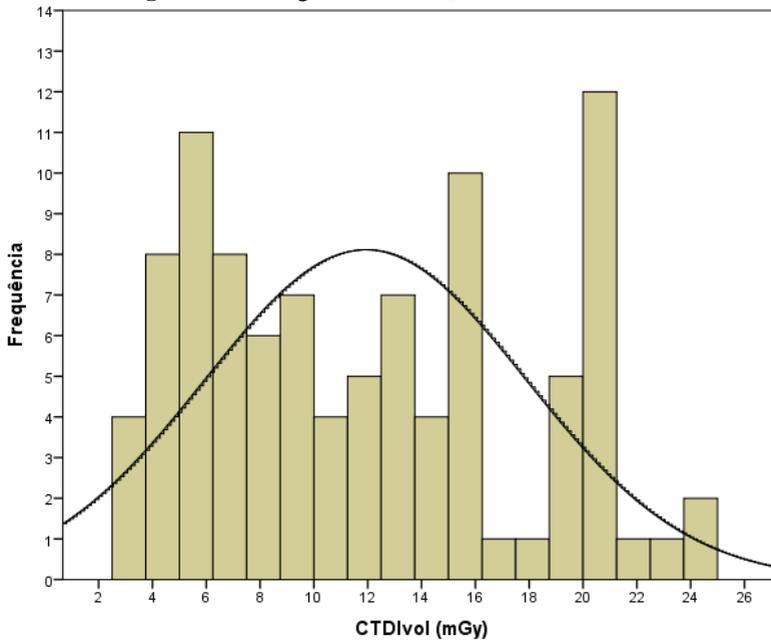
Na próxima página, é possível visualizar a Tabela 17, de estatísticas descritivas, e a Figura 21, com o histograma para o $CTDI_{vol}$ do exame de TC de abdômen.

Tabela 17: Estatísticas $CTDI_{vol}$ - TC de Abdômen.

TC de Abdômen	Estatística
Média	11,90
Mediana	11,28
$CTDI_{vol}$ (mGy) Desvio Padrão	5,96
CV	0,50
75 Percentil	16,07

Fonte: Autor

Figura 21: Histograma - $CTDI_{vol}$ - TC de Abdômen.



Fonte: Autor

3.2.10 Resultados da TC de Abdômen - Produto Dose-Comprimento

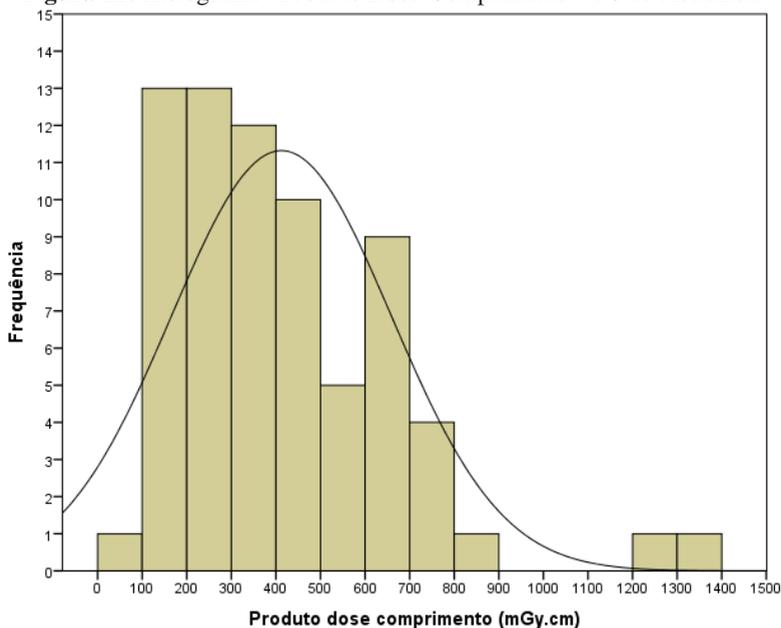
Dando seguimento ao exame de TC de abdômen, encontram-se, abaixo, a Tabela 18, de estatísticas descritivas, e a Figura 22, com o histograma para o respectivo Produto Dose-Comprimento.

Tabela 18: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento - TC de Abdômen.

TC de Abdômen		Estatística
Produto Dose-comprimento (mGy.cm)	Média	412,27
	Mediana	348,19
	Desvio Padrão	246,66
	CV	0,60
	75 Percentil	566,92

Fonte: Autor

Figura 22: Histograma - Produto Dose-Comprimento - TC de Abdômen.



Fonte: Autor

3.2.11 Resultados da TC de Abdômen - Comprimento da Estrutura Irradiada

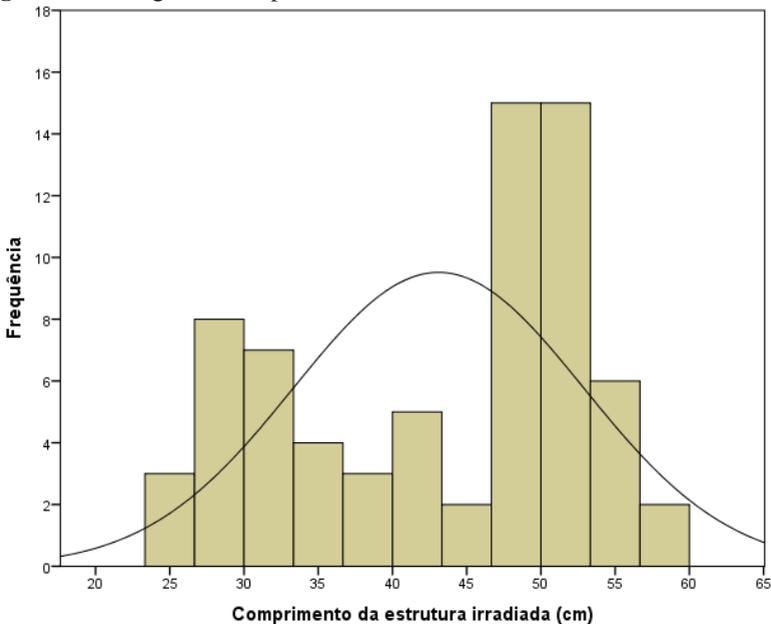
A seguir, a Tabela 19 demonstra as estatísticas descritivas, e a Figura 23, o histograma para Comprimento da Estrutura Irradiada do exame de TC de abdômen.

Tabela 19: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Abdômen.

TC de Abdômen		Estatística
Comprimento da Estrutura Irradiada (cm)	Média	40,77
	Mediana	47,19
	Desvio Padrão	9,78
	CV	0,23
	75 Percentil	51,20

Fonte: Autor

Figura 23: Histograma Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Abdômen.



Fonte: Autor

3.2.12 Resultados da TC de Abdômen - Corrente Efetiva

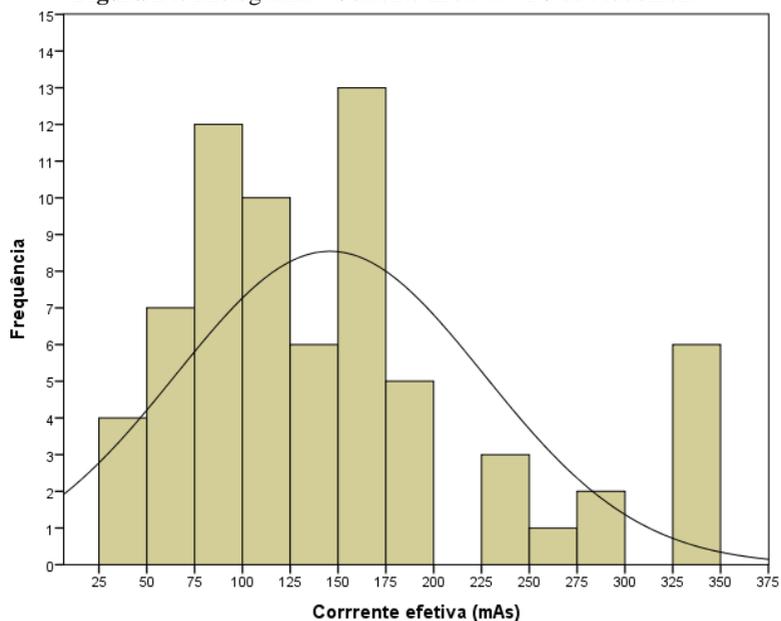
Na sequência, constam a Tabela 20, de estatísticas descritivas, e a Figura 24, com o histograma para a Corrente Efetiva do exame de TC de abdômen.

Tabela 20: Estatísticas Corrente Efetiva - TC de Abdômen.

TC de Abdômen		Estatística
Corrente Efetiva (mAs)	Média	145,06
	Mediana	129,50
	Desvio Padrão	81,15
	CV	0,55
	75 Percentil	173,00

Fonte: Autor

Figura 24: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Abdômen.



Fonte: Autor

3.2.13 Resultados da TC de Pelve - $CTDI_{vol}$

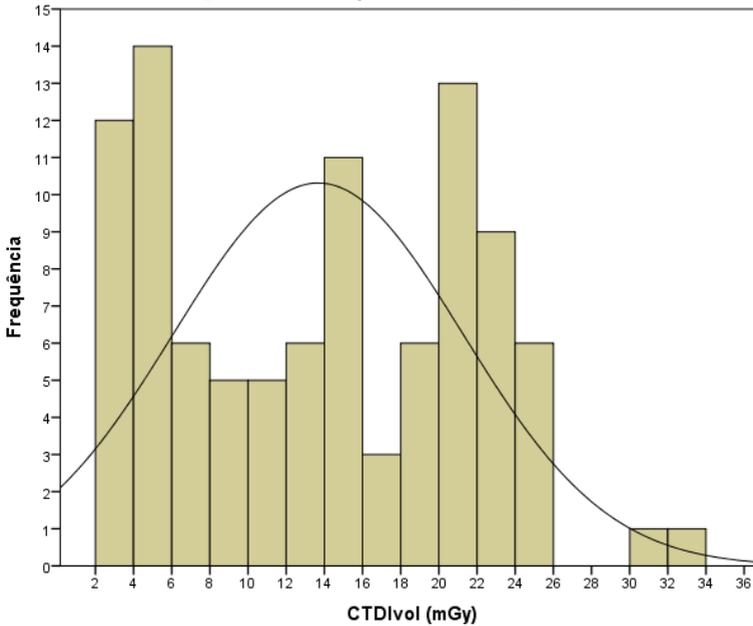
Para a variável $CTDI_{vol}$ do exame de TC de pelve, confira-se, abaixo, a Tabela 21, de estatísticas descritivas, e o histograma retratado pela Figura 25.

Tabela 21: Estatísticas $CTDI_{vol}$ - TC de Pelve.

TC de Pelve		Estatística
CTDI _{vol} (mGy)	Média	13,47
	Mediana	14,15
	Desvio Padrão	7,36
	CV	0,55
	75 Percentil	20,00

Fonte: Autor

Figura 25: Histograma - $CTDI_{vol}$ - Pelve.



Fonte: Autor

3.2.14 Resultados da TC de Pelve - Produto Dose-Comprimento

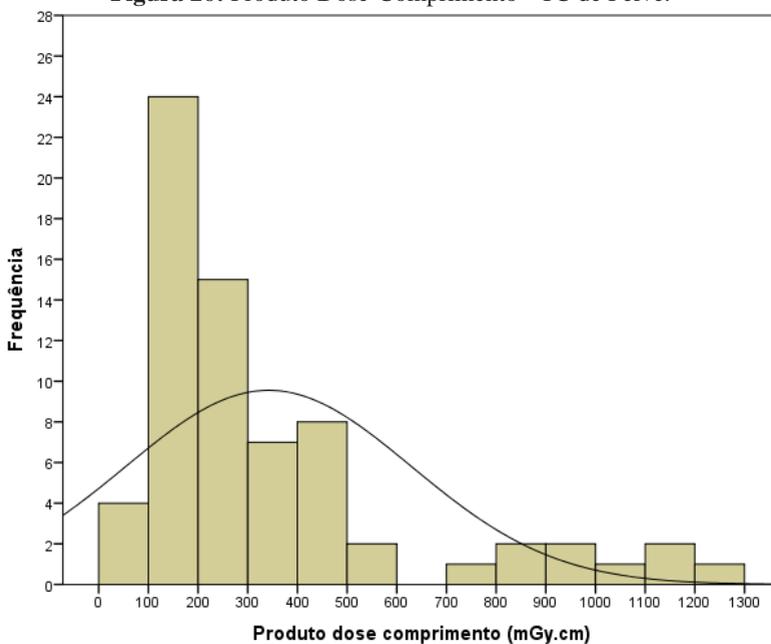
Relativamente ao Produto Dose-Comprimento de Pelve, veja-se a Tabela 22, de estatísticas descritivas obtidas, e o respectivo histograma na Figura 26.

Tabela 22: Estatísticas - Produto Dose-Comprimento - TC de Pelve.

TC de Pelve		Estatística
Produto Dose-comprimento (mGy.cm)	Média	341,88
	Mediana	276,00
	Desvio Padrão	288,12
	CV	0,84
	75 Percentil	408,00

Fonte: Autor

Figura 26: Produto Dose-Comprimento - TC de Pelve.



Fonte: Autor

3.2.15 Resultados da TC de Pelve - Comprimento da Estrutura Irradiada

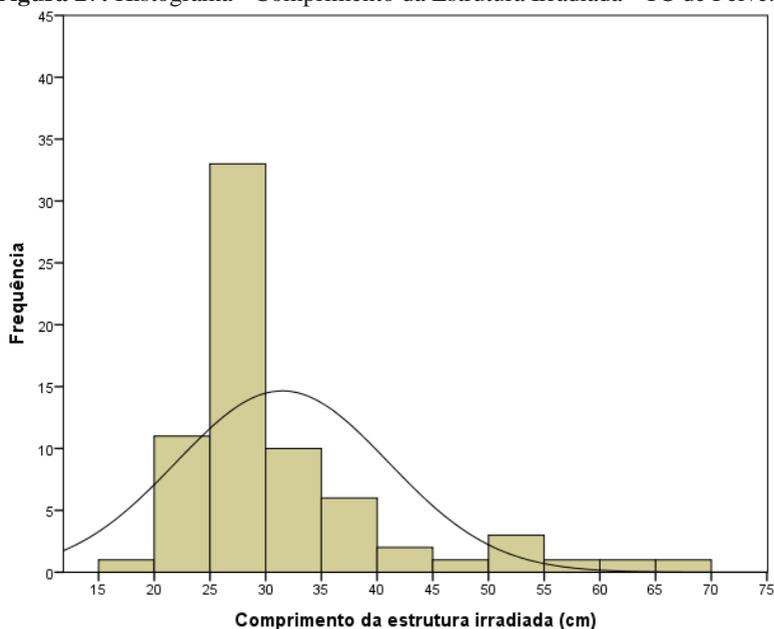
Logo abaixo, pode-se visualizar a Tabela 23, de estatísticas descritivas, e a Figura 27, com o histograma, ambas referentes ao Comprimento da Estrutura Irradiada do exame de TC de pelve.

Tabela 23: Estatísticas - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Pelve

TC de Pelve		Estatística
Comprimento da Estrutura Irradiada (cm)	Média	31,49
	Mediana	28,39
	Desvio Padrão	9,53
	CV	0,30
	75 Percentil	33,09

Fonte: Autor

Figura 27: Histograma - Comprimento da Estrutura Irradiada - TC de Pelve.



Fonte: Autor

3.2.16 Resultados da TC de Pelve - Corrente Efetiva

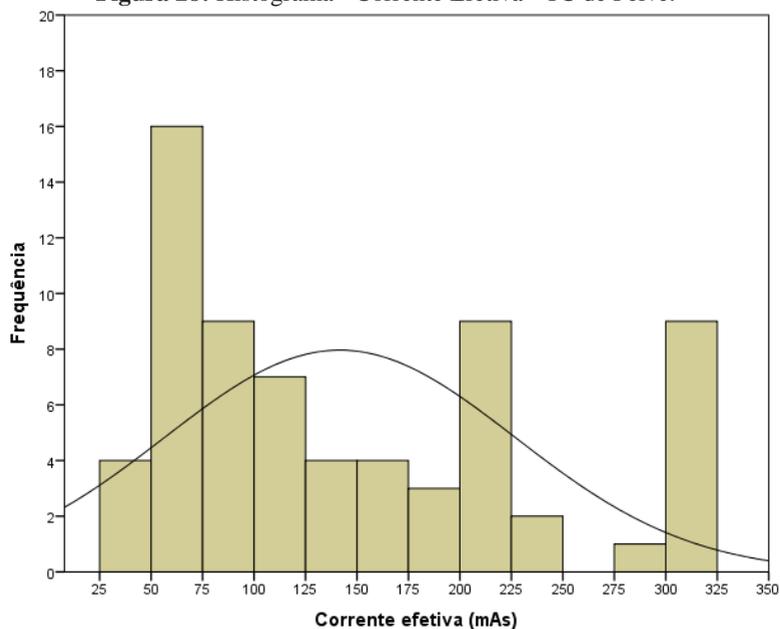
A seguir, a Tabela 24 e Figura 28 apresentam as últimas estatísticas descritivas e histograma, agora para a variável Corrente Efetiva do exame de TC de pelve.

Tabela 24: Estatísticas - Corrente Efetiva - TC de Pelve.

TC de Pelve		Estatística
Corrente Efetiva (mAs)	Média	141,67
	Mediana	115,00
	Desvio Padrão	85,14
	CV	0,60
	75 Percentil	200,00

Fonte: Autor

Figura 28: Histograma - Corrente Efetiva - TC de Pelve.



Fonte: Autor

3.3 AMOSTRAS e NÍVEL de CONFIABILIDADE

Neste estudo, o nível de confiança de 95%, com margem de erro de 2,0%, foi planejado para a variável $CTDI_{vol}$, considerando todas as amostras (sequencial e helicoidal), fato que, por outro lado, acarretou a extrapolação de tais parâmetros para as outras variáveis apresentadas (Produto Dose-comprimento, Comprimento da Estrutura Irradiada e Corrente Efetiva).

Contudo, em virtude das informações contidas nos arquivos DICOM e Relatórios de Dose não serem completas em todas as amostras, e, ainda, dada a discrepância de alguns valores (*outliers*), todas as variáveis sofreram incremento da amplitude segundo o número de amostras calculados pela Equação 9, apresentados na Tabela 25, abaixo.

Tabela 25: Nível de Confiança e Margem de Erro das Amostras.

Região Anatômica	Variável	Tamanho de Amostra	Nível de Confiança	Margem de Erro*
Crânio	$CTDI_{vol}$	1049	95%	2,00%
	Produto Dose-comprimento	725		2,40%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	725		2,40%
	Corrente Efetiva	688		2,48%
Crânio FP	$CTDI_{vol}$	303	95%	3,72%
	Produto Dose-comprimento	303		3,72%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	303		3,72%
Crânio CB	$CTDI_{vol}$	303	95%	3,72%
	Produto Dose-comprimento	303		3,72%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	303		3,72%
Crânio HL	$CTDI_{vol}$	746	95%	2,37%
	Produto Dose-comprimento	746		2,37%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	746		2,37%
Tórax	$CTDI_{vol}$	105	95%	2,00%
	Produto Dose-comprimento	74		2,41%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	73		2,33%
	Corrente Efetiva	69		2,50%
Abdômen	$CTDI_{vol}$	97	95%	2,00%
	Produto Dose-comprimento	70		2,35%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	70		2,35%
	Corrente Efetiva	68		2,38%
Pelve	$CTDI_{vol}$	97	95%	2,00%
	Produto Dose-comprimento	69		2,38%
	Comprimento da Estrutura Irradiada	69		2,38%
	Corrente Efetiva	69		2,38%

FP: Fossa Posterior; CB: Cérebro; HL: Helicoidal; *Aproximada.

Fonte: Autor

3.4 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR INSTITUIÇÃO

Em sequência, registrou-se os **valores médios de dose** ($CTDI_{vol}$) produzidos por cada aparelho, transcritos na Tabela 27 e na Figura 29.

Confira-se, também, o teor da Tabela 26 para verificar a correspondência entre o número do aparelho e sua marca e modelo.

3.5 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR MODELO DE TOMÓGRAFO

Na Tabela 28, estão listados os valores de médias produzidos por **cada modelo** de tomógrafo computadorizado, os quais foram também expostos na Figura 30.

3.6 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR FABRICANTE DE TOMÓGRAFOS

A Tabela 29 e o gráfico da Figura 31, por sua vez, apontam os valores das médias por **fabricante de aparelhos** de tomografia.

3.7 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR NÚMERO DE CANAIS DETECTORES

Ao se analisar a Tabela 30 e a Figura 32, é possível identificar os valores das médias por **número de canais** de detectores em aparelhos de tomografia.

3.8 DISCRIMINAÇÃO DE VALORES POR REGIÃO DO ESTADO

As últimas informações, dispostas na Tabela 31, são relativas aos valores das médias por **região geográfica** do Estado de Santa Catarina, e podem também ser visualizadas na Figura 33.

Tabela 26: Identificação dos Equipamentos Participantes.

Equipamento	Região	Marca	Modelo	Nº de canais
1	Leste	Philips	Brilliance	6
2	Leste	Siemens	Sensation	64
3	Leste	GE	BrightSpeed	16
4	Leste	Toshiba	Activion	16
5	Norte	Siemens	Sensation	64
6	Vale	Siemens	Sensation	64
7	Vale	GE	LightSpeed	64
8	Serra	GE	BrightSpeed	4
9	Serra	GE	BrightSpeed	16
10	Oeste	Philips	Brilliance	6
11	Sul	Siemens	Emotion	2

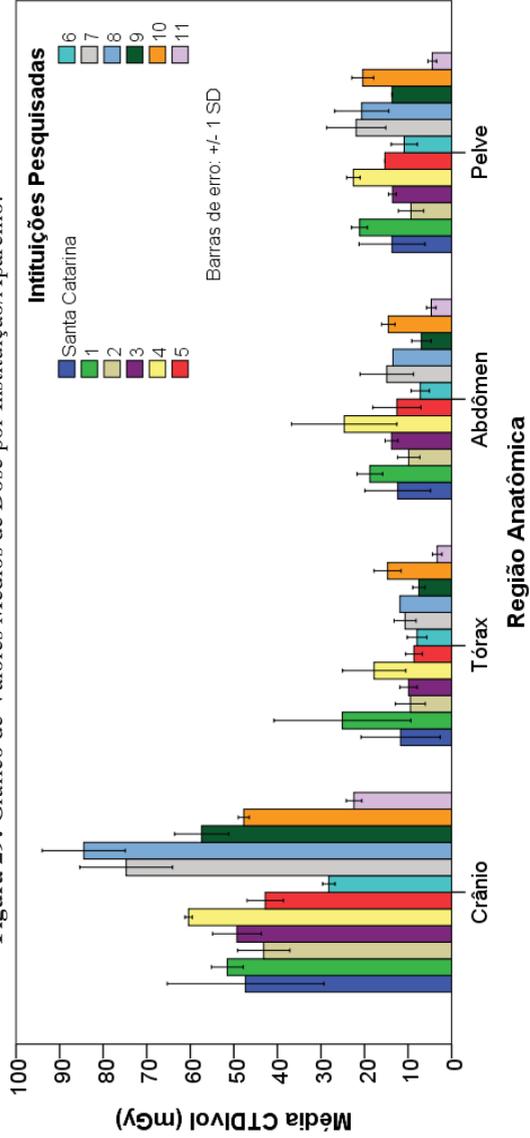
Fonte: Autor

Tabela 27: Valores Médios de Dose por Aparelho/Instituição.

Exame de TC	Aparelho/Instituição										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Média por Aparelho	51,5	43,1	49,3	60,4	42,8	28,2	79,0	84,4	57,4	47,7	22,5
CTDI _{vol} (mGy)	25,1	9,50	9,90	17,8	8,60	7,90	10,7	11,8	7,50	14,7	3,30
Abdômen	18,8	13,8	9,84	24,7	12,6	7,20	14,9	13,5	6,90	14,5	4,70
Pelve	21,1	9,30	13,6	22,5	15,31	10,9	21,9	24,2	13,7	20,4	4,40

Fonte: Autor

Figura 29: Gráfico de Valores Médios de Dose por Instituição/Aparelho.



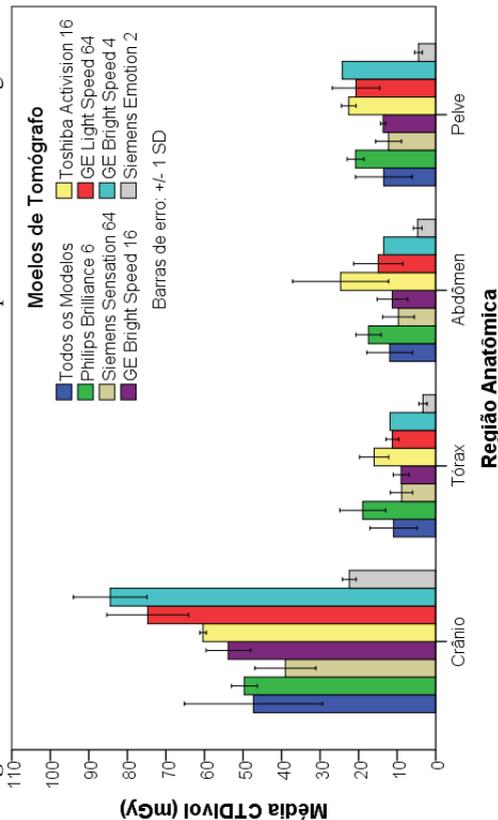
Fonte: Autor

Tabela 28: Gráfico de Valores Médios de Dose por Modelo de Tomógrafo.

Exame de TC	Aparelho/Instituição - Modelo de Tomógrafo										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Média de	Philips Brilliance 6	Siemens Sensation 64	GE Bright Speed 16	Toshiba Activion 16	GE Light Speed 64	GE Bright Speed 16	GE Light Speed 64	GE Bright Speed 16	GE Light Speed 64	GE Bright Speed 16	GE Light Speed 64
Aparelhos Iguais	49,6	39,0	53,8	60,4	79,0	84,4	84,4	84,4	84,4	84,4	84,4
CTDI _{vol} (mGy)	21,6	8,90	8,9	17,8	10,7	11,8	11,8	11,8	11,8	11,8	11,8
	17,4	10,2	9,36	24,7	14,9	13,5	13,5	13,5	13,5	13,5	13,5
	20,8	12,2	13,6	22,5	21,9	24,2	24,2	24,2	24,2	24,2	24,2

Fonte: Autor

Figura 30: Gráfico de Valores Médios de Dose por Modelo de Tomógrafo.



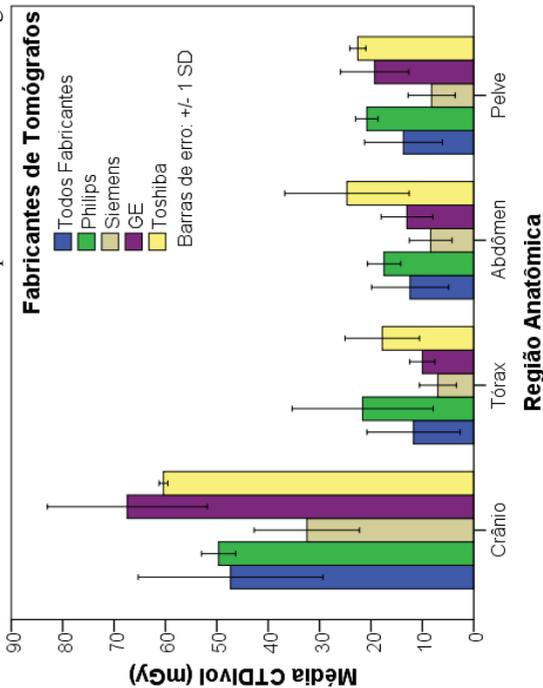
Fonte: Autor

Tabela 29: Valores Médios de Dose por Fabricante de Tomógrafos..

Exame de TC	Aparelho/Instituição - Fabricante de Tomógrafos										
	1	10	2	5	6	11	3	9	7	8	4
	Philips		Siemens			GE			Toshiba		
Média por Fabricantes	49,6	21,6	32,5	7,00	10,0	68,3	60,4				
CTDI _{vol} (mGy)	17,4	20,8	8,60	8,20	11,0	19,5	17,8	24,7	22,6		

Fonte: Autor

Figura 31: Gráfico de Valores Médios de Dose por Fabricante de Tomógrafos.



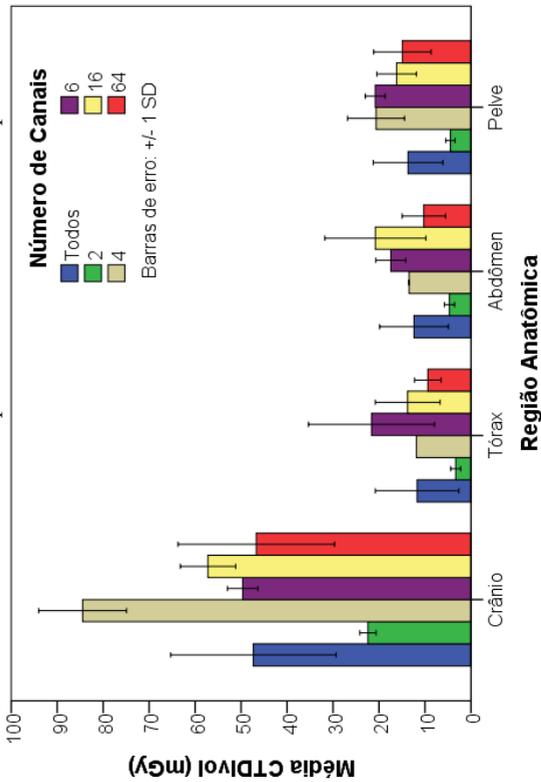
Fonte: Autor

Tabela 30: Valores Médios de Dose por Número de Canais em Aparelhos de Tomografia.

Exame de TC	Aparelho/Instituição - Número de Canais										
	1	10	2	5	6	7	9	4	3	8	11
Média de	6	49,6	64	48,27	55,7	84,4	22,5	16	4	2	
Aparelhos Iguais		21,6	9,17	11,7	11,8	3,30					
CTDI _{vol} (mGy)		17,4	12,12	13,8	13,5	4,70					
Pelve		20,8	14,33	49,8	24,2	4,40					

Fonte: Autor

Figura 32: Gráfico de Valores Médios de Dose por Número de Canais em Aparelhos de Tomografia.



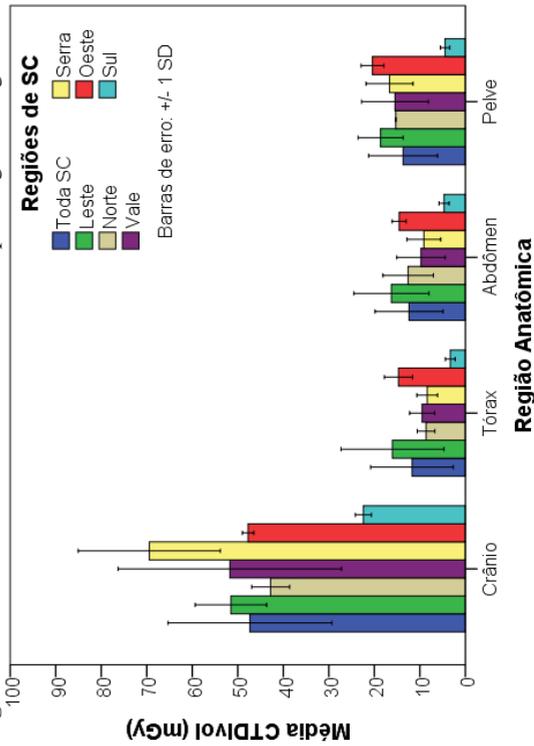
Fonte: Autor

Tabela 31: Valores Médios de Dose por Região Geográfica.

Exame TC	Aparelho/Instituição - Região														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11				
Média por Região Geográfica CTDI _{vol} (mGy)	Leste			Norte			Vale			Serra		Oeste		Sul	
	51,51			42,8			51,8			69,44		47,7		22,5	
	16,02			8,63			9,49			8,39		14,7		3,30	
	16,25			12,6			9,75			8,58		14,5		4,70	
18,63			15,31			15,4			17,18		20,4		4,45		

Fonte: Autor

Figura 33: Gráfico de Valores Médios de Dose por Região Geográfica.



Fonte: Autor

3.9 TESTES ESTATÍSTICOS

As próximas tabelas apresentam o resultado do *Post Hoc* do teste ANOVA, com correlações múltiplas de Bonferroni, realizados com os dados dos itens 5.1 a 5.9. *Outliers* foram considerados, já que o intuito desta parte do estudo é a comparação da realidade de exames executados no Estado.

Para cada conjunto de amostras de dose estudado, portanto, apresenta-se os resultados das diferenças médias entre tais grupos, e destes em relação aos valores praticados no Estado de Santa Catarina.

Inicialmente, as Tabelas 32, 33, 34 e 35 abaixo informam as diferenças médias de dose de crânio por instituição e a comparação com o Estado de Santa Catarina no que diz respeito aos exames de crânio, tórax, abdômen e pelve, respectivamente. As instituições podem ser correlacionadas aos números da Tabela 26.

As tabelas que vêm em sequência, contudo, revestem-se de algumas peculiaridades. De início, importante registrar que cada qual é formada por dois grupos de informações diferentes. Observe-se, nesse sentido, que todas elas possuem uma divisão em diagonal, separando cada conjunto de dados em crânio\tórax e abdômen\pelve. Sempre a parte esquerda e inferior (abaixo da divisão) será relativa aos exames de crânio ou abdômen, ao passo que o lado direito e superior (acima da divisão) terá como referência os exames de tórax ou pelve. Oportuno lembrar, ademais, que as diferenças médias são feitas entre instituições distintas para o mesmo tipo de exame, e nunca entre dois tipos de exames diferentes.

De outro lado, quando se estudam e se analisam os valores a partir dos modelos de tomógrafos, chega-se ao teor descrito nas Tabelas 36 e 37, de acordo com as mesmas regras já pontuadas anteriormente.

As Tabelas 38 e 39, por seu turno, indicam os valores de diferença média de dose diferenciada por empresa fabricante de tomógrafos, referentes a exames de TC de crânio\tórax e abdômen\pelve, respectivamente.

Em sequência, as Tabelas 40 e 41 demonstram as diferenças médias entre aparelhos com o mesmo número de canais e os valores praticados em SC.

A Tabela 42, por fim, apresenta os valores de diferenças médias de dose por região geográfica do Estado para os exames de crânio e tórax, seguida da Tabela 43, que também demonstra tais aspectos, com a

diferença, entretanto, de que os exames ali estudados são os de abdômen e pelve.

Tabela 32: Diferença Média de Dose (CTDI_{no}) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Crânio.

Inst ^a	SC	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-4,17±1,3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	4,18±1,4	8,35*±1,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	-1,96±2,0	2,21±2,3	-6,14±2,3	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-13,1*±1,3	-8,9*±1,8	-17,2*±1,8	-11,1*±2,3	-	-	-	-	-	-	-
5	4,53±1,3	8,7±1,8	0,35±1,8	6,50±2,3	17,6*±1,8	-	-	-	-	-	-
6	19,1*±1,6	23,3*±2,0	15,0*±2,0	21,1*±2,5	32,2*±2,0	14,6*±2,0	-	-	-	-	-
7	-27,4*±1,5	-23,2*±2,0	-31,6*±2,0	-25,4*±2,5	-14,5*±2,0	-31,9*±2,0	-46,5*±2,1	-	-	-	-
8	-37,1*±1,8	-32,8*±2,2	-41,3*±2,2	-35,2*±2,6	-24,1*±2,2	-41,7*±2,2	-56,3*±2,3	-9,74*±2,3	-	-	-
9	-10,1*±1,6	-5,89±2,0	-14,2*±2,0	-8,10±2,5	3,00±2,0	-14,6*±2,0	-29,2*±2,2	17,3*±2,2	27,1*±2,4	-	-
10	-0,41±1,4	3,7±1,8	-4,59±1,8	1,55±2,3	12,7*±1,8	-4,94±1,8	-19,5*±2,0	27,0*±2,0	36,7*±2,2	9,66*±2,0	-
11	24,9*±1,1	29,1*±1,6	20,7*±1,6	26,9*±2,2	38,0*±1,6	20,4*±1,6	5,77±1,8	52,3*±1,8	62,0*±2,0	35,0*±1,8	25,3*±1,6

Inst: Instituição/Aparelho; SC: Santa Catarina; # p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001.

Fonte: Autor

Tabela 33: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Tórax.

Inst ^{al}	SC	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-13,4 [*] ±2,3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	2,25±2,1	15,6 [*] ±2,9	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	1,83±3,4	15,2 [*] ±3,9	-0,42±3,8	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-6,07±2,4	7,29±3,1	-8,33±3,0	-7,9±4,0	-	-	-	-	-	-	-
5	3,09±3,4	16,4 [*] ±3,9	0,83±3,8	1,26±4,6	9,16±4,0	-	-	-	-	-	-
6	3,78±2,6	17,1 [*] ±3,3	1,52±3,2	1,95±4,1	9,85±3,4	0,69±4,1	-	-	-	-	-
7	1,04±2,3	14,4 [*] ±3,1	-1,22±2,9	-0,79±3,9	7,11±3,2	-2,05±3,9	-2,74±3,4	-	-	-	-
8	0,87±5,7	14,2±6,0	-1,38±6,0	-0,96±6,5	6,94±6,1	-2,22±6,5	-2,91±6,2	-0,17±6,1	-	-	-
9	4,2±4,1	17,6 [*] ±4,5	1,94±4,4	2,37±5,2	10,3±4,6	1,11±5,2	0,42±4,7	3,16±4,6	3,33±6,9	-	-
10	-2,98±3,1	10,4±3,7	-5,23±3,6	-4,81±4,4	3,09±3,8	-6,07±4,4	-6,76±3,9	-4,02±3,7	-3,85±6,4	-7,18±5,0	-
11	8,42 [*] ±2,1	21,8 [*] ±2,9	6,17±2,7	6,59±3,8	14,5 [*] ±3,0	5,33±3,8	4,64±3,2	7,38±2,9	7,55±6,0	4,22±4,4	11,4±3,6

Inst: Instituição/Aparelho; SC: Santa Catarina; # p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001;

Fonte: Autor

Tabela 34: Diferença Média de Dose (CTDI₁₀₀) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Abdômen.

Inst.	SC	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-6,40±1,9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	2,53±1,8	8,93 [§] ±2,4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	-1,43±2,9	4,97±3,4	-3,96±3,3	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-12,3±2,2	-5,90±2,8	-14,8 [*] ±2,7	-10,9±3,6	-	-	-	-	-	-	-
5	-0,19±2,0	6,21±2,6	-2,72±2,5	1,24±3,5	12,1 [§] ±2,9	-	-	-	-	-	-
6	5,19±1,8	11,6 [*] ±2,5	2,66±2,4	6,62±3,3	17,5 [*] ±2,7	5,38±2,6	-	-	-	-	-
7	-2,52±2,5	3,88±3,0	-5,05±2,9	-1,09±3,7	9,78±3,2	-2,33±3,1	-7,71±3,0	-	-	-	-
8	-1,1±3,8	5,30±4,1	-3,63±4,0	0,33±4,7	11,2±4,3	-0,91±4,2	-6,29±4,1	1,42±4,4	-	-	-
9	5,43±3,8	11,8±4,1	2,90±4,0	6,86±4,7	17,7 [#] ±4,3	5,62±4,2	0,24±4,1	7,95±4,4	6,53±5,2	-	-
10	-2,17±2,7	4,22±3,2	-4,70±3,1	-0,75±3,9	10,1±3,4	-1,99±3,2	-7,37±3,1	0,34±3,6	-1,08±4,5	-7,60±4,5	-
11	7,70±1,8	14,1 [*] ±2,5	5,17±2,4	9,13±3,3	20 [*] ±2,7	7,89±2,6	2,51±2,4	10,2 [#] ±3,0	8,80±4,1	2,27±4,1	9,88±3,1

Inst: Instituição/Aparelho; SC: Santa Catarina; # p<0,05; § p<0,02; * p<0,001;

Fonte: Autor

Tabela 35: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Instituições para Exames de TC de Pelve.

Inst.	SC	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-7,47* ±1,7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	4,34±3,4	11,8±3,7	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	0,09±3,4	7,57±3,7	-4,24±4,8	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-8,88±4,2	-1,41±4,4	-13,2±5,4	-8,97±5,4	-	-	-	-	-	-	-
5	-1,64±2,0	5,83±2,5	-5,98±3,9	-1,73±3,9	7,24±4,6	-	-	-	-	-	-
6	2,80±1,7	10,3* ±2,2	-1,53±3,7	2,71±3,7	11,7±4,4	4,44±2,5	-	-	-	-	-
7	-8,23±1,9	-0,76±2,4	-12,6±3,9	-8,32±3,9	0,65±4,5	-6,59±2,7	-11,0 [§] ±2,4	-	-	-	-
8	-5,18±4,2	2,3±4,4	-9,51±5,4	-5,27±5,4	3,71±5,9	-3,54±4,6	-7,98±4,4	3,05±4,5	-	-	-
9	0,01±4,2	7,48±4,4	-4,33±5,4	-0,08±5,4	8,89±5,9	1,65±4,6	-2,79±4,4	8,24±4,5	5,19±5,9	-	-
10	-6,73±1,8	0,74±2,3	-11,1±3,8	-6,82±3,8	2,15±4,5	-5,09±2,6	-9,53 [#] ±2,3	1,5±2,5	-1,56±4,5	-6,74±4,5	-
11	9,22±1,3	16,7* ±1,9	4,89±3,6	9,13±3,6	18,1±4,3	10,86* ±2,2	6,42±1,9	17,5* ±2,2	14,4±4,3	9,21±4,3	16,0* ±2,0

Inst: Instituição/Aparelho; SC: Santa Catarina; # p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001;

Fonte: Autor

Tabela 36: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Modelos de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.

Mod.	Crânio										Tórax		
	SC	PB06	SS64	GB16	TO16	GL64	GB04	SE02	SC				
PB06	-2,33±1,0		12,8*±2,3	12,7*±3,1	3,83 [§] ±2,9	10,9±2,9	10,8±6,0	18,3*±2,6	-9,90*±1,9				
SS64	8,32*±0,9	10,6*±1,2		-0,09±2,9	-8,94 [#] ±2,7	-1,83±2,6	-2,00±5,9	5,55±2,4	2,87±1,6				
GB16	-6,88*±1,3	-4,55±1,6	-15,2*±1,5		-8,85±3,5	-1,74±3,4	-1,91±6,3	5,64±3,2	2,78±2,7				
TO16	-13,1*±1,4	-10,7*±1,6	-21,4*±1,5	-6,18 [§] ±1,8		7,11±3,2	6,94±6,2	14,5*±3,0	-6,07±2,5				
GL64	-27,4*±1,6	-25,1*±1,8	-35,7*±1,7	-20,5*±2,0	-14,3*±2,0		-0,17±6,1	7,38±3,0	1,04±2,4				
GB04	-37,1*±1,8	-34,8*±2,0	-45,5*±2,0	-30,3*±2,2	-24,1*±2,2	-9,74*±2,3		7,55±6,0	0,87±5,8				
SE02	24,9*±1,1	27,2*±1,4	16,6*±1,3	31,8*±1,6	38,0*±1,6	52,3*±1,8	62,0*±2,0		8,42*±2,1				

Mod: Modelo; SC: Santa Catarina; PB06: Philips Brilliance 6; SS64: Siemens Sensation 64; GB16: GE BrightSpeed 16; TO16: Toshiba

Activion 16; GL64: GE LightSpeed 64; GB04: GE BrightSpeed 4; SE02: Siemens Emotion 2; # p<0,05; § p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 37: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Modelos de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.

Mod.	Abdômen										Pelve		
	SC	PB06	SS64	GB16	TO16	GL64	GB04	SE02	SC				
PB06	-5,05±1,6		8,57*±1,6	7,19±2,9	-1,75±4,3	-1,10±2,2	1,95±4,3	16,4*±1,6	-7,13*±1,3				
SS64	-2,73±1,2	7,78*±1,8		-1,38±2,9	-10,3±4,3	-9,71*±2,2	-6,62±4,3	7,78*±1,6	1,44±1,3				
GB16	1,15±2,4	6,21±2,7	-1,57±2,5		-8,94±4,9	-8,29±3,2	-5,24±4,9	9,16 [#] ±2,8	0,06±2,7				
TO16	-12,3*±2,3	-7,23±2,6	-15,0 [§] ±2,4	-13,4 [§] ±3,1		0,65±4,5	3,71±3,71	18,1 [§] ±5,9	-8,88±4,2				
GL64	-2,51±2,5	2,55±2,9	-5,23±2,7	-3,66±3,4	9,78±3,3		-3,05±4,5	17,5*±2,2	-8,23 [§] ±1,9				
GB04	-1,09±4,6	3,97±4,8	-3,81±4,7	-2,24±5,1	11,2±5,1	1,42±1,42		14,4 [#] ±4,3	-5,18±4,2				
SE02	7,71*±1,8	12,8*±1,8	4,99±2,0	6,56±2,9	20,0*±2,8	10,2*±3,0	8,80±4,9		9,22*±1,3				

Mod: Modelo; SC: Santa Catarina; PB06: Philips Brilliance 6; SS64: Siemens Sensation 64; GB16: GE BrightSpeed 16; TO16: Toshiba

Activion 16; GL64: GE LightSpeed 64; GB04: GE BrightSpeed 4; SE02: Siemens Emotion 2; # p<0,05; § p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 38: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Fabricantes de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.

Fabricante	Crânio				Tórax			
	SC	Philips	Siemens	GE	Toshiba	SC		
Philips	-2,33±1,1		14,7 [*] ±2,1	11,6 [*] ±2,4	3,83±2,9	-9,9 [*] ±1,9		
Siemens	14,8 [*] ±0,8	17,2 [*] ±1,2		-3,04±2,0	-10,8 [*] ±2,6	4,76 ^s ±1,4		
GE	-20,1 [*] ±1,0	-17,8 [*] ±1,4	-34,9 [*] ±1,1		-7,79±2,9	1,72±1,8		
Toshiba	-13,1 [*] ±1,5	-10,7 [*] ±1,7	-27,9 [*] ±1,6	7,04 [*] ±1,7		-6,07±2,5		

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 39: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão entre Fabricantes de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.

Fabricante	Abdômen				Pelve			
	SC	Philips	Siemens	GE	Toshiba	SC		
Philips	-5,05 [#] ±1,6		12,6 [*] ±1,5	1,70±2,0	-1,75±4,6	-7,13 [*] ±1,4		
Siemens	4,02 ^s ±1,1	9,07 [*] ±1,7		-10,9 [*] ±1,7	-14,4 ^s ±4,5	5,48 [*] ±1,1		
GE	-0,62±1,7	4,44±2,2	-4,64±1,8		-3,45±4,7	-5,43 ^s ±1,6		
Toshiba	-12,3 [*] ±2,3	-7,23±2,6	-16,3 [*] ±2,4	-11,7 [*] ±2,7		-8,88±4,5		

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 40: Diferença Média de Dose (CTDI_(vol)) e Erro Padrão entre N° de Canais de Tomógrafos para Exames de Crânio e Tórax.

N° de Canais	Crânio					Tórax							
	SC	2	4	6	16	64	SC	2	4	6	16	64	SC
2	24,9 [§] ±1,2		-7,55±6,1	-18,3 [*] ±2,7	-10,5 [§] ±2,6	-6,07±2,3	8,42 [§] ±2,1						
4	-37,1 [*] ±2,0	-62,0 [*] ±2,2		-10,8±6,0	-2,92±6,0	1,48±6,0	0,87±5,8						
6	-2,33±1,1	-27,2 [*] ±1,5	34,8 [§] ±2,2		7,85 [§] ±2,5	12,2 [*] ±2,2	-9,90 [*] ±1,9						
16	-9,88 [*] ±1,1	-34,8 [*] ±1,5	27,3 [§] ±2,2	-7,5 [§] ±1,4		4,40±2,1	-2,05±1,9						
64	0,61±0,9	-24,3 [*] ±1,3	37,8 [§] ±2,1	2,94±1,3	10,5 [*] ±1,3		2,35±1,4						

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 41: Diferença Média de Dose (CTDI_(vol)) e Erro Padrão entre N° de Canais de Tomógrafos para Exames de Abdômen e Pelve.

N° de Canais	Abdômen					Pelve							
	SC	2	4	6	16	64	SC	2	4	6	16	64	SC
2	7,71 [§] ±1,9		-14,4 [§] ±4,5	-16,4 [*] ±1,7	-11,7 [§] ±2,6	-10,5 [*] ±1,6	9,22 [§] ±1,3						
4	-1,09 [§] ±4,7	-8,80±5,0		-1,95±4,5	2,68±4,5	3,93±4,5	-5,18±4,4						
6	-5,05 [§] ±1,7	-12,8 [*] ±2,3	-3,97±4,9		4,64±2,6	5,89±1,6	-7,13 [*] ±1,4						
16	-8,40±1,9	-16,1 [*] ±2,5	-7,32±5,0	-3,35±2,3		1,25±2,6	-2,49±2,4						
64	2,15±1,2	-5,56±2,0	3,24±4,8	7,21 [§] ±1,8	10,6 [§] ±2,0		-1,24±1,2						

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 42: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão por Região Geográfica de SC para Exames TC de Crânio e Tórax.

Região	Crânio						Tórax								
	SC	Leste	Norte	Vale	Serra	Oeste	Sul	SC	Leste	Norte	Vale	Serra	Oeste	Sul	SC
Leste	-4,19 [*] ±0,9	8,73 [*] ±1,7	7,38±3,7	6,53±2,2	7,38±3,7	1,32±3,5	12,7 [*] ±2,4	-4,30±1,5	4,53±1,6	8,73 [*] ±1,7	-0,86±3,9	0,00±4,9	-6,07±4,8	5,33±4,1	3,09±3,6
Norte	-4,43 [§] ±1,3	-0,24±1,5	-8,96 [*] ±1,9	-17,7 [*] ±1,8	0,86±3,9	-5,21±3,7	6,19±2,7	2,23±2,0	-22,1 [*] ±1,4	-17,9 [*] ±1,6	-26,7 [*] ±2,0		-6,07±4,8	5,33±4,1	3,09±3,6
Vale	-0,41±1,6	3,78±1,7	-4,94±2,1	4,02±1,9	21,7 [*] ±2,0		11,4±3,8	-2,98±3,3	24,9 [*] ±1,2	29,1 [*] ±1,4	20,4 [*] ±1,9	47,0 [*] ±1,8	25,3 [*] ±1,9		8,42 [#] ±2,2
Serra															
Oeste															
Sul															

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

Tabela 43: Diferença Média de Dose (CTDI_{vol}) e Erro Padrão por Região Geográfica de SC para Exames TC de Abdômen e Pelve.

Região	Abdômen						Pelve								
	SC	Leste	Norte	Vale	Serra	Oeste	Sul	SC	Leste	Norte	Vale	Serra	Oeste	Sul	SC
Leste	-3,87±1,3	3,69±2,4	3,32±2,5	3,16±1,9	2,38±3,4	-1,77±2,6	14,2 [*] ±1,8	-4,96 [#] ±1,5	-0,18±2,2	6,50 [§] ±1,9	-0,15±2,5	-0,94±3,8	-5,09±2,8	10,9 [*] ±2,4	-1,64±2,2
Norte	2,63±1,7	6,70±3,3	3,01±3,8	0,20±3,5	-4,99±4,2		11,8 [§] ±3,4	-2,58±3,2	2,83±3,2	6,70±3,3	3,01±3,8	-4,15±3,6		16,0 [*] ±2,2	-6,73 [§] ±1,9
Vale	-2,16±2,9	1,71±3,0	-1,99±3,5	-4,80±3,2	5,08±2,4	9,88±3,4		9,22 [*] ±1,4	2,83±3,2	6,70±3,3	3,01±3,8	-4,15±3,6			
Serra															
Oeste															
Sul															

p<0,05; \$ p<0,02; * p<0,001

Fonte: Autor

3.10 Outras Comparações e Determinação do DRLE

Para arrematar os resultados, abaixo serão apresentadas três novas tabelas. A de número 45 relaciona as comparações dos valores de $Q_{3/4}$ de doses encontrados neste estudo com os últimos valores encontrados na literatura, precedida, todavia, da Tabela 44, que revela o resultado dos Testes-t de Student, para comparação das médias presentes nos resultados deste trabalho com as de alguns dos últimos estudos [31-33,35] que possuem este valor publicado.

E, ao final, a Tabela 46 aponta os valores de DRLE propostos neste estudo, comparando-os a alguns valores de DRL da Europa.

Tabela 44: Valores de Teste t entre os valores deste trabalho e os últimos estudos publicados

Este estudo	França	Irlanda	Bielorrússia	Malta
	2013 [31]	2013 [35]	2010 [33]	2009 [32]
	CTDI _{vol}	CTDI _{vol}	CTDI _{vol}	CTDI _{vol}
Crânio	-16,3*	-30,0*	-5,15*	16,3*
Tórax	-	2,23 ^{\$}	0,37	1,4
Abdômen	-	1,59	-	1,6

$p < 0,05$; \$ $p < 0,02$; * $p < 0,001$

Fonte: Autor

Tabela 45: Comparação dos Valores de $Q^{3/4}$ de Dose (mGy e mGy.cm) deste Estudo com os Últimos Estudos Publicados.

Região	Este estudo		França -2013 [31]		Irlanda - 2013 [35]		Bielorrússia 2010 [33]		Malta 2009 [32]	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
Crânio	57,38	910,4	62	1042	66,2	940	60	730	41	736
Tórax	14,40	395	13,5	467	9,3	393	20	500	13,1	492
Abdômen	16,25	566,9	15,6	550	12,3	598	-	470	12,1	539,4
Pelve	20	410,75	19,4	485	18	403	-	-	-	-

Fonte: Autor

Tabela 46: Comparação do $Q^{3/4}$ e o DRLE Proposto (mGy e mGy.cm) neste Estudo e DRLs de Outros Países.

Região	Este estudo		DRL proposto		França -2013 [31]		Noruega 2008 [30]		EURC - 2004 [27]	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
Crânio	57,38	910,4	60	1000	65	1050	75	1000	60	1050
Tórax	14,40	395	15	400	15	475	15	400	10	-
Abdômen	16,25	566,9	15	-	17	800	15	710	15	-
Pelve	20	410,75	20	500	-	-	-	-	-	-

Fonte: Autor

4 DISCUSSÃO

Durante todo o procedimento de coleta de dados deste estudo, contou-se 11 instituições, entre clínicas e hospitais, dispersas nas seis regiões do Estado de Santa Catarina, que foram contempladas com visitas no segundo semestre de 2013.

Registre-se que houve certa resistência ao estudo nas regiões sul e oeste, tanto para instituições públicas como privadas, o que contribuiu para o baixo número de participantes nestas localidades. Do que nos consta, tal oposição adveio, notadamente, pela (1) falta de interesse em participar; e (2) pelo medo de liberar informações de exames a terceiros, inobstante a aprovação prévia do presente trabalho pelo Comitê de Ética, como já descrito na Metodologia.

A região norte, ao revés, destacou-se pelo assentimento de três instituições com 5 tomógrafos; entretanto, quando analisados os respectivos arquivos DICOM, constatou-se que os exames não possuíam informações de dose de forma escrita ou em forma de relatório de dose, o que impossibilitara sua adesão à pesquisa. Tal fato repetiu-se em muitos outros equipamentos consultados em todo o Estado, durante a avaliação dos arquivos DICOM.

Passada a fase inicial de coleta de dados e, após, do respectivo tratamento estatístico, foi possível avaliar a situação atual de Santa Catarina no que diz respeito às doses de radiação para os exames das regiões anatômicas propostas. Abaixo, constam as análises e comparações dos valores dos exames, analisados de forma individual.

As comparações são realizadas em relação às Tabelas 1, 2, 3 e 4, atualizadas em janeiro de 2014 com base em publicações posteriores à escrita do projeto que originou esta dissertação. Relativamente ainda às quatro tabelas mencionadas, há que se ressaltar que todas contêm dois tipos de informações: (a) valores de níveis de referência em diagnóstico propostos por órgãos governamentais, organizações internacionais e estudos acadêmicos, simbolizados pela sigla DRL; (b) valores de 75 percentis de doses publicadas em estudos, representados pela sigla $Q^{3/4}$ (3º quartil).

4.1 ANÁLISE DO EXAME DE CRÂNIO

Quando se abordam os níveis de referência em diagnóstico, os exames de crânio ganham especial relevo na literatura, sobretudo porque estão presentes em todas as pesquisas e normativas.

As estatísticas descritivas e figuras apresentadas atestam que o estado de Santa Catarina apresenta, para o $CTDI_{vol}$ ($p < 0,001$) e para o Produto Dose-comprimento (DLP), o 75 percentil e médias de doses abaixo de quase todos os estudos e normas analisados neste trabalho. As exceções são o estudo do país de Malta [32], para ambas as variáveis, e o da Bielorrússia, para o DLP. A Tabela 47, a seguir, retrata a comparação destes valores.

Tabela 47: Comparação de Valores de Média e $Q_{3/4}$ para $CTDI_{vol}$ e DLP do exame de TC de crânio

Região Anatómica	Tipo	Este estudo		Malta [32]		Bielorrússia [33]	
		$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP
TC de Crânio	Média	47,31	598,39	38,3	531,2	50,2	597,4
	$Q_{3/4}$	57,38	910,4	41	736	60	730

Fonte: Autor

No histograma do $CTDI_{vol}$ (ver Figura 4), de outro lado, percebeu-se altas frequências de determinadas faixas de valores do eixo X. Ao analisar os dados após a coleta, constatou-se que cada pico, individualmente, representa uma única instituição estudada, o que acabou suscitando a seguinte indagação: por que tais picos ocorrem e qual(is) a(s) sua(s) causa(s)?

A principal conclusão a que se chegou a partir dos dados disponíveis foi a de que há pouca variação de protocolos nas instituições. Praticamente não se aplica, dentro de um determinado estabelecimento, variação na Corrente Efetiva, cuja relação é direta com o $CTDI_{vol}$.

Ao se examinar, em sequência, o histograma do Produto Dose-Comprimento (ver Figura 5), constatou-se facilmente que existem dois tipos de exames estudados em conjunto: os que possuem duas séries (sequencial - fossa posterior e cérebro) e todo o crânio (helicoidal). Este, presente na região direita do histograma, e aquele, na esquerda. Nesse viés, oportuno o registro de que, segundo a prática atual, aproximadamente 29% dos exames são realizados de forma sequencial (27% das instituições estudadas) e, 71%, de maneira helicoidal (73% das instituições).

No histograma do DLP de TC crânio, por sua vez, há condições de se observar novamente a incidência de picos, principalmente na área de exames sequenciais – ao passo em que, na região helicoidal, os dados

são mais bem distribuídos, o que também pode ser explicado pela ausência de variação de protocolo, pois, ao se examinar os dados, verifica-se que muitos DLPs possuem valores iguais quando provenientes de um mesmo local.

Encontrou-se na literatura, a propósito, determinado trabalho realizado na Inglaterra [26] que faz a distinção entre exames sequenciais e helicoidais. Dessa forma, apesar de haver ganho em amplitude da amostra, conforme Tabela 25, foram calculadas as estatísticas descritivas para cada série sequencial e helicoidal independentemente.

Convém mencionar, ademais, que toda a análise realizada até o momento levou em conta a totalidade da amostra, conforme planejado na metodologia.

Ao se comparar, de outro lado, os valores de $Q^{3/4}$ do $CTDI_{vol}$ encontrados, as séries sequenciais (fossa posterior: 51 mGy; cérebro: 79,68 mGy) e helicoidal (54,13 mGy) possuem também valores menores do que os encontrados na literatura. Apesar de estar em conformidade com o $Q^{3/4}$ (fossa posterior: 80 mGy; cérebro: 57 mGy) e DRL (fossa posterior: 100 mGy; cérebro: 65 mGy) do estudo inglês de 2003 [26] citado anteriormente, ela se encontra acima de todos os outros valores de pesquisas e normativas apresentadas na Tabela 1 (ressalvado o referido trabalho realizado na Inglaterra [26]).

O DLP, por seu turno, não é uma variável comparável em séries, e sim, de exames completos. Logo, pode-se apenas comparar o DLP do exame helicoidal com os valores encontrados literatura. Neste ponto, Santa Catarina encontra-se dentro dos DRLs propostos – no entanto, ainda acima de metade dos estudos apresentados.

A última variável presente originalmente na aquisição dos dados foi a Corrente Efetiva. Quando analisadas, suas informações permitiram facilmente a visualização de três picos: em média 150, 170 e 300 mAs. Ao se apurar os dados na planilha do SPSS, porém, constatou-se que esta variação ocorre predominantemente nos exames helicoidais, ante o que se mostraram pertinentes os seguintes questionamentos: como pode um mesmo exame de TC de crânio ser realizado com valores de corrente tão discrepantes? Qual a qualidade de imagem desses padrões de exames? Qual o ganho ou qual a perda diagnóstica, quando comparados?

Uma vez que tais indagações não são objeto do presente estudo e, portanto, inviáveis de serem respondidas nesta dissertação, novos estudos deverão ser realizados com o escopo de conhecer a fundo aludidos exames e suas características.

No final de lista de exames de TC de crânio, desponta, ainda, o Comprimento da Estrutura Irradiada, dado derivado obtido através da divisão da variável DLP por $CTDI_{vol}$. Nesse contexto, comparativamente à média, percebeu-se que as estruturas examinadas possuem 16 centímetros de comprimento, valor 2 centímetros acima da média e 4 centímetros acima do menor valor encontrado na Tabela 1 – do que se conclui que a diferença é estatisticamente comprovada com $p < 0,001$. Ao se adotar como parâmetro o estudo da Comissão Européia (2004 Appendix B), que estudou exames de tomografia multicortes, observou-se também que aqueles valores estão alinhados com o trabalho inglês de 2003 [26], segundo o qual a média das séries multicortes é 15,5 cm e a média da soma das séries sequenciais é de 14,2 cm, superando estes, assim, em 2 cm nos exames corte a corte.

4.1.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Crânio

No que concerne à dose de radiação e ao produto pela área irradiada, os dados acima refletem, modo geral, que, no estado de Santa Catarina, os exames de crânio são executados com menor dose de radiação em comparação aos países tomados como referência neste estudo.

Contudo, há um potencial de redução de, pelo menos, 10 mGy quando se visa à média do $CTDI_{vol}$. Isso porque, é bom ponderar, vários valores “puxaram” para cima a média e metade dos valores estão abaixo desse patamar. Igualmente, vale frisar que a própria redução do $CTDI_{vol}$ implica a redução do DLP, desde que mantido mesmo tamanho de estrutura irradiada.

Conforme descrito no tópico anterior, é plenamente viável, e imprescindível, a realização de estudo aprofundado acerca das correntes efetivas aplicadas nos exames, cujo intuito principal é o de avaliar uma possível redução de 300 mAs para 150 mAs nos procedimentos, condição que impactaria drasticamente a redução do valor de $CTDI_{vol}$.

Antecipa-se, aliás, que uma das possíveis ocorrências seria a sobre-exposição nos exames de TC de crânio, notadamente nos sequenciais. Outra vertente, porém, vai no sentido da negação da sobre-exposição, que, na verdade, seria uma variação anatômica do crânio, maior em comprimento. Nenhuma das suposições descritas, no entanto, puderam ser verificadas neste trabalho.

4.2 ANÁLISE DO EXAME DE TÓRAX

Nesse âmbito, há que se atentar, inicialmente, para a variação de DRL presente na literatura para a região anatômica ora estudada. A Tabela 2, por exemplo, estampa variações da ordem de, aproximadamente, 100% em valores que vão de 9 mGy, em estudo da EURC 2004 [23], até 20 mGy, relativos ao DRL nacional na Suécia – enquanto que a maioria dos estudos e normativas possuem números aproximados de 13 e 15 mGy.

Ao se tomar como parâmetro comparativo, especificamente, o caso de Santa Catarina em relação aos valores de DRL propostos em países e organizações internacionais (10 a 20 mGy), o 75 percentil das doses examinadas (14,4 mGy) atinge metade dos níveis de referência de diagnóstico internacionais. Ao se comparar, contudo, o padrão catarinense com os estudos realizados por pesquisadores nos demais países (11 a 13 mGy), pôde-se facilmente perceber que os números gerados em SC encontram-se um pouco acima do esperado (1 mGy, aproximadamente).

Já o Produto Dose-Comprimento da estrutura apresenta valores condizentes com todas as normativas internacionais, encontrando-se ligeiramente acima de apenas dois outros estudos, o que demonstra paridade à prática atual naqueles países.

No que tange ao Comprimento da Estrutura Irradiada, por sua vez, percebe-se um consenso, porquanto praticamente todos os valores encontram-se na faixa entre 30 e 40 cm (média de 36 cm), amoldando-se, pois, ao propagado no estudo da EURC 2004 [23], segundo o qual a média deve ser de 35,4 cm para exames multicortes.

Por derradeiro, acerca da Corrente Efetiva utilizada no exame, cabe salientar, com base no histograma, que as grandes frequências encontram-se entre 75 e 125 mAs, isto é, valores próximos que podem sinalizar uma tendência à uniformização, na prática.

4.2.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Tórax

Do exposto, pode-se afirmar que os exames de tomografia de tórax praticados em Santa Catarina possuem grande potencial de diminuição de dose ($CTDI_{vol}$) e, conseqüentemente, de DLP. Dentro dos resultados obtidos, vários são os valores de dose abaixo de 10 e, até

mesmo, 5 mGy. De se ressaltar, inclusive, que a mediana é de 10 mGy, circunstância que denota que metade das doses estão abaixo desse valor.

A propósito, indaga-se, se exames são feitos com até 3 mGy, qual a qualidade de imagem comparada com aqueles possuem valores próximos ao de $Q^{3/4}$? Resta a sugestão para que sejam efetuados novos estudos aptos a avaliar tal questão.

No mais, dada a inexistência de pontos relevantes a serem destacados, deixa-se de abordar as demais variáveis neste tópico.

4.3 ANÁLISE DO EXAME DE ABDÔMEN

Diante dos resultados obtidos em relação a esse segmento anatômico, pôde-se verificar que, em que pese a média e a mediana do $CTDI_{vol}$ de abdômen estarem próximas da maioria dos demais países, o 75 percentil da amostra de Santa Catarina ultrapassou os níveis aceitáveis para quase todos os estudos (mesmo que minimamente), estando aquém apenas de normativas da Suíça [28], EUA [29] e França [31].

Ressalta-se que existe, novamente, uma discrepância de valores muito grande de $CTDI_{vol}$ no histograma. Essas variações chegam a 400%, se examinados os cinco maiores picos de frequência, nos quais há números variando entre 5 e 10 mGy até 15 e 20 mGy.

Sugere-se, aliás, a realização de novos estudos para averiguar a(s) consequência(s) e, também, a qualidade de exames produzidos com 5 e 20 mGy para a mesma estrutura anatômica.

Todavia, vale sublinhar ainda que, embora o presente estudo revele que as doses praticadas ($Q^{3/4}$ de 16,07 mGy) estejam acima dos valores internacionais (12,1 a 16 mGy), a diferença encontrada não é significativa (cerca de 0,7 a 3,9 mGy) e, sendo assim, pode ser facilmente corrigida.

Posto isso, passa-se à análise dos resultados tocantes ao DLP – não sem antes consignar uma breve ressalva, tendo em mente a variação de até 380 mGy.cm presente na Tabela 2. Explica-se: ao aliar a leitura detida dos estudos e das normativas publicadas à prática de doses no estado de Santa Catarina, pode-se constatar que, muitas vezes, não há a distinção de exames entre abdômen, abdômen superior e abdômen total (abdômen superior mais pelve) – o que, por sua vez, gera a aludida discrepância encontrada na Tabela 2, uma vez que o Comprimento da Estrutura Irradiada acaba por ser diferente, promovendo, por conseguinte, um DLP também distinto.

Por meio da metodologia utilizada, portanto, não há como efetuar a distinção entre os três – o que já não ocorre com o $CTDI_{vol}$, cujo valor é próximo tanto para abdômen total quanto para abdômen superior. Ainda que algumas instituições adotem este último exame, a quantidade é mínima. Em todo o caso, quando havia a possibilidade de escolher entre ambos, optava-se pelo de abdômen total, e em decorrência desta má identificação dos exames, a análise da variável em questão restou prejudicada. O mesmo se aplica ao Comprimento da Estrutura Irradiada, que possui os maiores picos de frequência, no histograma, na região de 50 a 60 centímetros.

4.3.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Abdômen

Diante do consignado acima, pôde-se observar que, inobstante a pouca viabilidade em efetuar comparações entre estudos e normativas com a presente dissertação, bem como o $CTDI_{vol}$ estar plenamente consonante com os valores internacionais, uma potencial redução pode ser atingida, já que os maiores picos estão entre 5 e 10 mGy (ver Figura 12).

De outro vértice, foi possível concluir que a mera designação “abdômen”, por si só, não reflete a real prática de exames e protocolos desta região anatômica, pelos motivos já expostos anteriormente. Sua definição deve ser mais aprimorada e delimitada, no intento de que problemas envolvendo a exata delimitação dessa parte corporal não sirvam de óbice a pesquisas futuras, tal como ocorreu no presente trabalho.

4.4 ANÁLISE DO EXAME DE PELVE

Apesar de pouco presente nos estudos utilizados como referência, pôde-se averiguar que o 75 percentil das doses praticadas de pelve está de acordo com as pesquisas e normativas internacionais. A média, por outro lado, apresentou-se quase 50% menor, o que indica que muitos exames são realizados com valores de $CTDI_{vol}$ baixos.

Novamente, observou-se uma oscilação muito grande na variável de dose estudada. Picos de frequência ocorreram em valores baixos, entre 2 e 5 mGy, médios, como 14 mGy, e altos, em torno de 22 mGy, provocando discrepâncias de até 1100%. Assim como para as regiões de anatômicas anteriores, sugere-se a elaboração de novos estudos para

verificar a qualidade de imagem e os protocolos utilizados nesses exames.

Já ao se abordar o Produto Dose-Comprimento, constatou-se valores um pouco abaixo dos dois únicos estudos com dados passíveis de comparação.

O Comprimento da Estrutura Irradiada, de outro lado, manteve-se prioritariamente na faixa de 25 a 30cm, fato que, aliado à média e ao $Q^{3/4}$ dessa variável, permite afirmar, com base em estudos e normativas, que o estado catarinense utiliza parâmetros acima dos praticados em âmbito internacional, já que em outros países geralmente se utiliza o padrão de até 25 centímetros.

No que tange à Corrente Efetiva, ainda, cabe o registro de que esta atingiu três picos de frequência, entre 50 e 75 mGy, 200 e 225 mGy, e 300 e 325 mGy. Dessa forma, aplica-se aqui o mesmo questionamento já efetuado relativamente ao $CTDI_{vol}$ acerca da qualidade de imagem e dos protocolos utilizados.

4.4.1 Conclusões Acerca do Exame de TC de Pelve

Como visto, ao se comparar a prática desse exame no Brasil com outros países, observa-se maior similitude de valores nas variáveis, à exceção do Comprimento da Estrutura Irradiada. Acerca deste último ponto, especificamente, abre-se duas opções de justificativa para os 5 cm, em média, irradiados a mais: (1) os operadores estão realizando sobrecaneamento; (2) o tamanho da anatomia da área em apreço é maior nesta população. Todavia, tratam-se apenas de conjecturas que merecem maior aprofundamento e estudo em eventuais trabalhos futuros.

4.5 OUTRAS ANÁLISES

Constam das Tabelas 27, 28, 29, 30 e 31, respectivamente, as médias de dose ($CTDI_{vol}$) produzidas por cada aparelho, as médias por modelo de tomógrafo, as médias dos valores por fabricante, as médias dos valores por número de canais dos tomógrafos e, por fim, os valores médios de dose por região geográfica catarinense. Ao se examinar detidamente tais quadros, os quais apresentam vários cruzamentos de dados, informações muitas vezes intrigantes acabam por se tornar evidentes. Para tanto, lançou-se mão do teste *Post Hoc* da ANOVA, com correlações múltiplas de Bonferroni, cujos resultados seguem arrolados nas Tabelas 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40 e 41.

4.5.1 Crânio

A fim de tecer algumas considerações sobre os valores cruzados de diferença média de doses entre instituições, consoante referido acima, convém, previamente, elencar alguns dados relevantes. A título de exemplo, a maior diferença média encontrada entre uma instituição e os valores estaduais foi de -37,1 mGy ($p < 0,001$) para a instituição 08. Interessante observar que 80% das correlações inter-instituições são estatisticamente diferentes entre si ($p < 0,05$), o que denota uma grande variação de procedimentos e, por conseguinte, corrobora com o exposto anteriormente.

Ademais disso, ao se atentar para o teor da Tabela 34 e, nesse passo, perceber a diferença de médias de dose por modelos de equipamento entre si, e em relação ao valor estadual, é possível afirmar que o aparelho que mais apresenta desvio é o GE BrightSpeed 4 ($p < 0,001$), ao passo que o que produz menor doses, dentre todos, é o Siemens Emotion 2 ($p < 0,001$), seguido do Siemens Sensation 64 ($p < 0,001$).

Apenas tomando como parâmetro os dois últimos aparelhos acima, constata-se nitidamente que os Siemens produzem grandes diferenças médias para menos da média estadual ($p < 0,001$). Os outros aparelhos, por seu turno, quanto a TC de crânio, não se distanciam estatisticamente do padrão catarinense.

De outro lado, sob a ótica do número de canais dos aparelhos, é possível notar que, estatisticamente, aparelhos de 2 ($p < 0,001$) e 4 canais ($p < 0,001$) produzem, nessa ordem, menor e maior dose. Em ordem crescente, tem-se 2, 64, 6, 16 e 4 canais.

E, ainda, partindo-se de uma visão ampliada sobre o estado de Santa Catarina, é facilmente perceptível que, em termos numéricos, a região sul produz menos dose ($p<0,001$), seguida da norte ($p<0,001$) e da leste ($p<0,02$). Já a que mais contribui para o incremento da dose de radiação em tomografia de crânio é a serra catarinense ($p<0,001$).

4.5.2 Tórax

Relativamente ao exame de tomografia de tórax, pode-se perceber que os dados coletados em todas as instituições detêm maior congruência, com apenas, aproximadamente, 14,5% dos valores estatisticamente díspares entre si. Ou seja, quase todos os resultados extraídos dos tomógrafos das clínicas e dos hospitais, quando correlacionados com o valor estadual, mostraram-se estatisticamente semelhantes (ver Tabela 32), à exceção dos extremos existentes, respectivamente, na instituição 11 – com o menor valor ($p<0,001$) – e na instituição 1 – com o maior valor ($p<0,001$).

Ademais, analisando-se detidamente as Tabelas 34 e 36, chega-se à conclusão de que, para os modelos de tomógrafos, os maiores e menores valores pertencem aos aparelhos Philips Brilliance 6 ($p<0,001$) e Siemens Emotion 2 ($p<0,02$), nessa ordem. Já no que concerne aos fabricantes, quem ganha, estatisticamente, com a menor dose dos exames de tórax é a Siemens ($p<0,02$), ao tempo em que a maior dose pode ser imputada à Philips ($p<0,001$).

No que tange aos números de canais, a menor dose pertence àqueles com 2 ($p<0,02$), e a maior aos de 6 ($p<0,001$), o que corrobora com os números explicitados no parágrafo anterior. Vale ressaltar, a propósito, que as diferenças médias atingem até 18 mGy entre ambos os equipamentos ora apontados ($p<0,001$).

Nesse aspecto, em Santa Catarina, mais uma vez o sul ocupa o posto de menor diferença média ($p<0,05$), e as demais regiões permaneceram estatisticamente pareadas aos valores estaduais.

4.5.3 Abdômen

Trata-se do penúltimo exame a ser estudado, que, na correlação com os valores catarinenses, não apresentou discrepância estatística. Sob esse enfoque, ao se avaliar as Tabelas 35 e 37, constata-se, novamente, que os aparelhos Siemens ($p<0,02$) e seu representante de 2 canais produzem menos dose de radiação ionizante, ao passo que os

responsáveis pela produção de mais doses em abdômen são os equipamentos Philips ($p < 0,05$).

Além disso, como não poderia ser diferente, seguindo o raciocínio do parágrafo acima, tem-se que os equipamentos de 2 e 6 canais produzem, nessa ordem, menor ($p < 0,02$) e maior ($p < 0,05$) dose.

Do exposto, pode-se dizer que todas as regiões não apresentam significância estatística em relação aos valores estaduais, à exceção do sul do Estado, que apresenta valores menores de dose ($p < 0,02$).

4.5.4 Pelve

Seguindo-se ao término das quatro partes anatômicas estudadas e, a exemplo do exame de TC de abdômen, a tomografia de pelve apresenta quase todas as instituições sem significância estatística em relação à Santa Catarina, ressalvada a instituição 1, que detém valores de diferenças médias estatisticamente maiores ($p < 0,001$).

Examinando-se a Tabela 35, percebe-se, outra vez, que o equipamento Siemens de 2 canais apresenta as menores doses; todavia, o que apresenta as maiores doses, em termos estatísticos, é o Toshiba Activion 16. Importante salientar, que, no quesito fabricantes, o aparelho Toshiba continua na liderança em relação ao exame ora debatido, porém, não de forma estatisticamente comprovada, motivo por que cede seu lugar aos Philips ($p < 0,001$).

Da mesma forma, o número de canais acompanha os valores discutidos no parágrafo anterior, isto é, os aparelhos de 6 canais produzem mais dose ($p < 0,001$) quando comparados aos valores estaduais, e os de 2, menos ($p < 0,02$).

Em arremate, cabe ainda o registro de que as menores doses no exame de pelve foram encontradas na região sul do Estado ($p < 0,001$), e as maiores, na oeste ($p < 0,02$).

4.5.5 Outras Análises - Ressalva

Para além do exposto, há um aspecto extremamente relevante que merece destaque: neste tópico (4.5 - Outras Análises), as informações escritas sugerem que um ou outro equipamento produzem mais ou menos radiação. Todavia, há de se ter em mente também a influência exercida pelo protocolo utilizado, que, regra geral, é eleito pelos médicos com anuência dos operadores do tomógrafo, o que equivale

dizer, em outras palavras, que grande parte da dose gerada em um aparelho é de responsabilidade humana.

Logo, é inócua a instituição possuir bons aparelhos, aptos a produzirem menos dose de radiação ionizante, se, por outro lado, o princípio ALARA (da expressão em inglês *As Low As Reasonably Achievable*, que significa “tão baixo quanto razoavelmente exequível”) permanece solenemente ignorado.

É bom que se enfatize, portanto, que atingir valores baixos de dose radiação para um exame com qualidade diagnóstica é também, senão em maior parte, responsabilidade de médicos, operadores e gestores de proteção radiológica.

4.6 COMPARAÇÃO COM ÚLTIMOS ESTUDOS PUBLICADOS

Aqui, convém atentar para o conteúdo da Tabela 44, que retrata a sincronia dos resultados encontrados neste estudo, bem como para as referências utilizadas naquela tabela, os quais apresentam pequenas alterações para mais ou para menos (à exceção do exame de crânio no país de Malta).

Somente em relação ao crânio todas as comparações foram consideradas estatisticamente diferentes ($p < 0,001$). Por outro lado, para exames de tórax e abdômen, nenhum se difere estatisticamente, o que demonstra que a prática atual em SC, nesse aspecto, condiz com a rotina daqueles países.

4.7 NÍVEL DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO ESTADUAL

Depois de conhecer os valores praticados no estado de Santa Catarina e comparar o que é feito aqui com as publicações internacionais, o passo subsequente é a proposição de Níveis de Referência em Diagnóstico em nível estadual (DRLE).

O intuito de propor tais valores é o de que eles sejam seguidos pelas instituições catarinenses, com a esperança, também, de que a cultura de proteção radiológica e redução de dose sejam disseminadas, a fim de que os pacientes recebam menos dose e estejam menos suscetíveis aos danos provocados pela radiação ionizante.

Nesse sentido, destaca-se a relevância da Tabela 46, que contém os valores encontrados nesta dissertação e os DRLE propostos. O único dado que não possui sugestão, entretanto, é o Produto Dose-

Comprimento do abdômen, haja vista a impossibilidade de se analisarem os valores praticados no Estado, como já percorrido oportunamente.

4.8 LIMITAÇÕES

Vale registrar que este estudo apresentou algumas limitações metodológicas, dentre as quais se destaca a não realização de coleta de dados que contemplem peso, idade e gênero dos pacientes submetidos aos exames.

Além disso, qualquer um dos exames aqui coletados pode ter sido executado de maneira errônea pelos operadores, que, por motivo ignorado, eventualmente trocaram protocolos, incluindo, assim, amostra de outra região anatômica no conjunto de valores adquiridos. É o caso da denominação incorreta de abdômen total ou superior, conforme já consignado ao longo deste trabalho.

De outro viés, admite-se que a inclusão de mais uma variável, denominada Dose Efetiva, contribuiria presente pesquisa. Todavia, as informações necessárias para este aprofundamento não estavam disponíveis, face ao que se optou por não utilizá-la.

Por derradeiro, oportuna a menção de que a proposta inicial para a confecção desta pesquisa era a de utilizar os dados extraídos de 20% das instituições/TCs em SC, o que não foi concretizado em razão da baixa adesão das entidades questionadas, sendo possível, ao final, acessar apenas 10,4% dos tomógrafos computadorizados.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho foi o primeiro estudo dessa natureza em Santa Catarina e, até o momento, não se têm informações de que algo do gênero tenha sido executado no País.

De todo o exposto e pesquisado, pôde-se concluir que, de modo geral, a prática catarinense de exames de tomografia computadorizada é consonante à realizada no hemisfério norte. Não se pode ignorar, no entanto, que persistem potenciais muito grandes de redução de dose, especialmente quando se constata algumas práticas de baixos valores de $CTDI_{vol}$ e Corrente Efetiva já existentes no próprio Estado.

Após a divulgação dos resultados aqui obtidos, estima-se que, em um intervalo de 2 a 3 anos, essa pesquisa deva ser repetida, com a verificação dos novos $Q^{3/4}$ das doses praticadas em solo catarinense – o que, aliás, deve ser permanente incentivado, haja vista a crescente indicação da TC como meio de aquisição de imagens para os mais variados fins.

Sob essa perspectiva, enfatiza-se a relevância dos níveis de referência em diagnóstico, utilizados ao redor do globo como forma de educar e, até mesmo, de limitar o uso excessivo de radiação, cuja perniciosidade não se ignora e já fora destacada oportunamente.

É fundamental, pois, que os gestores institucionais e os de proteção radiológica trabalhem e utilizem os valores aqui descritos para promover a redução de dose aplicada à população.

Consigne-se, por fim, que as perguntas levantadas nesta pesquisa não são menos importantes e merecem o devido aprofundamento científico, devendo ser levadas adiante por meio de pesquisas no âmbito acadêmico.

5.1 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

A seguir, sugere-se, em forma de tópicos, trabalhos futuros a serem realizados em decorrência de dados observados e questionamentos despontados durante o andamento desta dissertação.

- Determinação dos Níveis de Referência em Diagnóstico Regional para a região sul do Brasil;
- Determinação dos Níveis de Referência em Diagnóstico Nacional para todo o Brasil;

- Repetição deste estudo em dois ou três anos;
- Estudo sobre meta de redução do DRL para Q2/3 em relação aos valores atuais;
- Conferência dos valores de dose adquiridos nesta dissertação por meio de equipamentos medidores de dose e simuladores;
- Comparação dos exames de crânio, tórax, abdome e pelve das instituições que utilizavam valores discrepantes de $CTDI_{vol}$ e/ou Corrente Efetiva;
- Comparação de protocolos de exames da mesma região em aparelhos iguais com valores diferentes e discrepantes de $CTDI_{vol}$;
- Comparação e determinação de tamanho de estruturas anatômicas por meio de exames tomográficos.

REFERÊNCIAS

- [1] UNITED NATIONS. **Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Report to the General Assembly**, Scientific Annexes A and B. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2008 Report. United Nations, New York, 2010. 202 p.
- [2] DATASUS - Departamento de Informática do SUS. Secretaria Executiva do Ministério da Saúde. **Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde**. Disponível em: <http://www.datasus.gov.br> , Acesso em 23/09/2011
- [3] IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Censo Demográfico 2010. Brasília, 2011. Disponível em www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/resultados_dou/default_resultados_dou.shtml . Acessado em 11/11/11
- [4] CIA – Central Intelligence Agency. **The World Factbook:Germany**. USA, 2011. Acessado em 15/02/2012.
- [5] KALRA, M.K. *et al.* Radiation Exposure and Projected Risks With Multidetector-Row Computed Tomography Scanning – Clinical Strategies and Technologic Developments for Dose Reduction. *J Comput Assist Tomogr* , v. 28, n°. 1, Jul/Ago 2004.
- [6] WEIST, P.W. *et al.* **CT Scanning: A Major Source of Radiation Exposure**. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, v. 23, n° 5, p 402-410, Out 2002.
- [7] SMITH-BINDMAN, R. *et al.* Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer. *Arch. Intern. Med.* v. 169, n° 22, Dec 2009.
- [8] PRESTON, D. L. *et al.* Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiat. Res.* n° 168, 2007.
- [9] JOHNSON, D. A. *et al.* **CT and radiation-related cancer risk —time for a paradigm shift?** *Nat. Rev. Gastroenterol. Hepatol.* v. 6, p. 738–740, 2009.
- [10] NATIONAL ACADEMIES - Committee to Assess the Health risks from exposure to Low Levels of ionizing radiation. **Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2**. The National Academis Press, USA. Disponível em: http://www.nap.edu/catalog.php?record_id=11340#, Acessado em 15/02/2012.
- [11] LÖBRICH, M. *et al.* In vivo formation and repair of DNA double-strand breaks after computed tomography examinations. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* n°. 102, p. 8984–8989, 2005.
- [12] D'IPPOLITO, G; MEDEIROS, R.B. **Exames Radiológicos na Gestaçã**o. *Radiol. Bras.* v. 38, n. 6, p. 447-450, 2005.
- [13] BRENNER, D.J. *et al.* Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *AJR.* n° 176, fev, 2001

- [14] NATIONAL ACADEMIES - Committee to Assess the Health risks from exposure to Low Levels of ionizing radiation. **Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR V**. The National Academies Press, Disponível em <http://www.nap.edu/catalog/1224.htm>, Acessado em 15/02/2012.
- [15] ICRP – International Commission on Radiological Protection. **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 60. Ann. ICRP v.21, n 1-3, 1991.
- [16] ICRP – International Commission on Radiological Protection. **Radiological Protection and Safety in Medicine**. ICRP Report 26. Publication 73. v. 26, n° 2, 1996.
- [17] BRASIL. Ministério da saúde. Agência nacional de vigilância sanitária. **Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasília: Diário Oficial da União, 1998.
- [18] ARPANSA – Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. **National Diagnostic Reference Level Fact Sheet**. Australia, 2011. Disponível em www.arpansa.gov.au Acessado em 15/02/2012
- [19] NÓBREGA, A.I; DAROS, K.A.C (*org.*). **Manual de tomografia computadorizada**. Atheneu 1ª ed. São Paulo:2001, 110p.
- [20] ROMANS, L.E; **Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text**. Lippincott/Williams & Wilkins, 1ed. Baltimore:2011, 380p.
- [21] SEERAM. E. **Computed tomography: physical principles, clinical applications , and quality control**. Elsevier, 3ª ed. St. Louis:2009, 536p.
- [22] RODA, A.R.; LOPES, M.C.; FAUSTO, A.M. **Diagnostic Reference Levels in Computer Tomography at IPOCFG, EPE**. WC 2009, IFMBE Proceedings 25, p. 26–29,2009.
- [23] EUROPEAN COMMISSION. **European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures** . Radiation protection n°. 154 [and annexes] . Brussels: 2008. Disponível em: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/154_en.zip. Acessado em 15/02/2012
- [24] BAUHS, J.A. *et al.* **CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices**. RadioGraphics,n° 28, p. 245–253, 2008.
- [25] SWEDEN - Radiation Protection Authority. Regulations and general advice on diagnostic standard doses and reference levels within medical x-ray diagnostics. Stockholm, 2002.
- [26] SHRIMPSON PC. *et al.* **National survey of doses from CT in the UK: 2003**. Br. J. Radiol. v. 79, p. 968-80, 2006.
- [27] BONGARTZ G; *et al.* **European guidelines for multislice computed tomography**. Luxembourg: European Commission & The Office for Official Publications of the European Commission. 2004

- [28] TREIER, R; et al. Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels. *Radiat. Prot. Dosimetry*. v. 142, p. 244-54, 2010.
- [29] ACR - American College of Radiology. **ACR practice guideline for diagnostic reference levels in medical x-ray imaging**. American College of Radiology, p. 799 – 804, 2008.
- [30] FRIBERG, E.G; WIDMARK,A. HAUGE, I.H.R. **National collection of local diagnostic reference levels in Norway and their role in optimization of X-ray examinations**. Norwegian Radiation Protection Authority. Norway, 2009.
- [31] ROCH,P; AUBERT,B. **French Diagnostic Reference Levels In Diagnosticradiology, Computed Tomography And Nuclearmedicine: 2004– 2008 Review**. *Radiation Protection Dosimetry* (2013), Vol. 154, No. 1, pp. 52 – 75.
- [32] ZARB F. *et al*. **Maltese ct doses for commonly performed examinations demonstrate alignment with published drls across Europe**. *Radiation Protection Dosimetry*, p. 1-9, out 2011.
- [33] KHARUZHYK, S. A. et al. **Survey of computed tomography doses and establishment of national diagnostic reference levels in the republic of Belarus**. *Radiation Protection Dosimetry*. v. 139, p. 367–370, 2010
- [34] FUKUSHIMA, Y; et al. **Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in Japan**. *Radiation Protection Dosimetry* (2012), Vol. 151, No. 1, pp. 51 –57.
- [35] FOLEY,S.J; MCENTEE, M.F; RAINFORD, L.A. **Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland**. *BJR*, 85(2012), 1390–1397.
- [36] HULLEY, S; *et al*. **Delineando a Pesquisa Clínica: Uma abordagem epidemiológica**. 3ed – Porto Alegre: Artmed, 2008.
- [37] GIL, A.C. **Métodos e técnicas de pesquisa social**. São Paulo: Atlas, 1999.
- [38] BARROS, W. S. R. de; **Controle de Dose de Radiação Aplicado ao Sistema Catarinense de Telemedicina**. Trabalho de conclusão de curso: Ciências da Computação. Universidade Federal de Santa Catarina:2012.

APÊNDICE A – Modelo Declaração de Aceitação em Participação do Estudo.

TIMBRE DA INSTITUIÇÃO

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins e efeitos legais que, objetivando atender as exigências do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, e como representante legal da Instituição, tomei conhecimento do projeto de pesquisa “**Estudo dos Níveis de Referência de Diagnóstico para Procedimentos de Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina**”. Cumprirei os termos da Resolução CNS 196/96 e suas complementares, e como esta instituição tem condição para o desenvolvimento deste projeto, autorizo a sua execução nos termos propostos.

Cidade ,/...../.....

ASSINATURA
CARIMBO DO/A RESPONSÁVEL
NOME DA INSTITUIÇÃO

ANEXO 1 – Autorização do Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo dos Níveis de Referência de Diagnóstico para Procedimentos de Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina

Pesquisador: Jefferson Luiz Brum Marques

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 04097212.3.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 216,351

Data da Relatoria: 11/03/2013

Apresentação do Projeto:

A pesquisa "Estudo dos Níveis de Referência de Diagnóstico para Procedimentos de Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina" visa obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da UFSC. A pesquisa pretende analisar 1782 exames de Tomografia Computadorizada (TC) produzidos por serviços públicos e privados de imagem no ano de 2011 no Estado de Santa Catarina e, a partir disso, avaliar os denominados "Níveis de Referência de Diagnóstico" (DRL) associados as mais diversas modalidades de diagnóstico por imagem que utilizam radiações ionizantes (RI).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Estimar o valor dos Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL) para Tomografia Computadorizada no Estado de Santa Catarina.

Objetivos Secundários:

1) Adquirir os valores de dose praticados em tomógrafos computadorizados no Estado de Santa Catarina por meio de arquivos DICOM para o ano de 2011; 2) Gerar, por meio de métodos estatísticos, os Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL) para TC de Cabeça, Tórax, Abdômen e Pelve; 3) Comparar os valores obtidos com os Níveis de Referência em Diagnóstico nacional, internacional e sugeridos por estudos científicos; 4) Divulgar os valores obtidos às instituições pesquisadas, às instituições sanitárias e ao meio

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima

Bairro: Trindade

CEP: 88.040-900

UF: SC

Município: FLORIANÓPOLIS

Telefone: (48)3721-9206

Fax: (48)3721-9696

E-mail: cep@reitoria.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



acadêmico.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

No "Relatório de Pesquisa" registra-se que não há nenhum risco para os sujeitos. No entanto, as informações que constam nos exames são confidenciais e há riscos no momento em que serão analisadas e para a presente pesquisa.

Sobre os benefícios, consta no Relatório de Pesquisa que as informações sobre os Níveis de Referência em Diagnóstico para Tomografia Computadorizada obtidas por meio da investigação vão possibilitar a obtenção de dados referência que poderão ser utilizados pelos serviços de imagem do Estado de Santa Catarina.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante visto que poderá colaborar para que os pacientes submetidos a Tomografia Computadorizada recebem a menor dose de radiação possível para gerar uma imagem de qualidade diagnóstica adequada. Os dados dos 1782 exames de TC produzidos por serviços públicos e privados de imagem no ano de 2011 serão obtidos dos Arquivos DICOM - (Digital Imaging and Communications in Medicine, padrão de comunicação de imagens médicas digitais), que contém todos os dados inseridos e produzidos pelo sistema de Tomografia Computadorizada de diferentes instituições do Estado de Santa Catarina. No Relatório de Pesquisa consta que os exames analisados serão subdivididos: 1254 para cabeça, 106 para tórax, 211 para abdômen e 211 para pelve. Pondera-se que "não existem dados acerca do total de exames executados no Estado e que cada instituição contribui de maneiras diferentes para consecução da quantidade de exames" e, assim, será necessário um contato prévio para estimar a quantidade de exames produzido por cada tomógrafo, posteriormente, "com vistas a preservar a representatividade de cada região estudada, far-se-á a coleta baseada no valor ponderado da execução de exames, ou seja, onde houver maior número de exames produzidos, maior será o valor de amostras retiradas proporcionalmente". Na metodologia, são previstas duas alternativas para obtenção dos dados: extração dos valores no arquivo DICOM ou obtenção in loco. São descritas três variações metodológicas para aquisição dos valores de dose dos tomógrafos computadorizados a serem utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. 1) Aquisição Via Arquivos DICOM por meio de um software que, ao ser instalado no servidor do PACS (Picture Archiving e Communication System, Sistema de Comunicação e (Arquivamento de Imagens) da instituição estudada, exporte as informações do arquivo DICOM de cada exame. Este software está sendo produzido na UFSC em uma Monografia do curso de Ciências da Computação, sob o título "Controle de Radiação no Sistema Catarinense de Telemedicina". A segunda alternativa para obtenção dos dados "é recolher as informações diretamente nas estações

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-900
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9696 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



de trabalho da instituição executora do exame, onde é possível acessar e extrair as informações sobre o estudo realizado". A terceira opção é confeccionar um Formulário de Pesquisa para o registro dos dados dos tomógrafos após a realização de cada exame.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O presente estudo está de conformidade com as exigências do sistema CEP/CONEP que foram aceitas pelos autores em resposta às pendências. Em resposta à dúvida apresentada é SIM: no momento em que as instituições aceitam participar, assinando a declaração modelo, automaticamente estão dando acesso ao dados nos termos propostos pela pesquisa. Portanto, não será necessária uma nova autorização de coleta de dados.

Recomendações:

Não se aplica.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Concluímos recomendando a aprovação do presente projeto.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

FLORIANOPOLIS, 11 de Março de 2013

Assinador por:
Washington Portela de Souza
(Coordenador)

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-900
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9696 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br