

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Departamento de Engenharia Nuclear

Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
E AVALIAÇÃO DAS DOSES NOS ÓRGÃOS EM VARREDURAS
DE TRONCO.**

THÊSSA CRISTINA ALONSO

BELO HORIZONTE

2016

THÊSSA CRISTINA ALONSO

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
E AVALIAÇÃO DAS DOSES NOS ÓRGÃOS EM VARREDURAS
DE TRONCO**

Tese apresentada ao curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Ciências das Radiações.

Área de concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Dr. Teógenes Augusto da Silva

Coorientador: Dr. Arnaldo Prata Mourão

BELO HORIZONTE

2016

DEDICATÓRIA

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”. (Marthin Luther King)

Dedico a meu Pai que há muito tempo não está conosco, mas com certeza, sabe onde estou.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos doutores Teógenes Augusto da Silva e Arnaldo Prata Mourão pela orientação no projeto da tese e pelo apoio, segurança e confiança nestes quatro anos dedicados à realização a esta pesquisa.

Ao Departamento de Engenharia Nuclear, a Aline e professores, que deram suporte e ajudaram na difusão do conhecimento.

Ao Centro de Imagem Molecular (CiMol) da Faculdade de Medicina da UFMG, em especial a Dra. Priscila Santana pelo importante apoio e por disponibilizar o equipamento PET/CT para a realização dos testes.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), por ter cedido às instalações e os equipamentos necessários para realização desse trabalho e à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pelo auxílio.

Agradeço à minha mãe por tanta paciência e amor; aos meus irmãos e sobrinhos por toda a alegria e a todos aqueles que de uma forma direta e indireta, que me é impossível aqui referir, contribuíram para o mesmo.

Agradeço intensamente a Deus por todos os desafios impostos para a realização deste trabalho. Deus é grande!!!

RESUMO

A Tomografia Computadorizada promoveu um grande desenvolvimento no processo de diagnóstico, por produzir imagens de corte anatômico de alta qualidade e contraste entre tecidos moles que apresentam características de absorção do feixe de raios X muito parecidas. O objetivo deste trabalho é fazer um levantamento do parque tecnológico de tomografia computadorizada no território brasileiro e realizar estudos de dosimetria experimental para compreender a característica de distribuição de dose utilizando objetos simuladores para distintos métodos de medição do índice de kerma no ar, bem como a influência da blindagem de bismuto na redução das doses em órgãos radio sensíveis. Para o estudo da distribuição de tomógrafos e da oferta da tomografia computadorizada no Brasil, foi realizada uma comparação dos resultados encontrados com o indicado pela legislação brasileira (BRASIL, 2002; BRASIL, 2006). Para os estudos de dosimetria foram utilizados objetos simuladores padrão de tórax para TC e o objeto simulador antropomórfico. Para a avaliação da qualidade da imagem foi utilizado o objeto simulador CATPHAN-600. As varreduras foram realizadas em um tomógrafo da marca GE, modelo Discovery de 64 canais. As medidas de dose foram realizadas utilizando câmaras de ionização, dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos. Dispositivos de proteção de órgãos foram avaliados visando verificar a eficiência na redução de dose e a interferência na qualidade da imagem gerada. A verificação do parque tecnológico brasileiro demonstrou que o número de equipamentos instalados no país está acima do índice recomendado pela regulamentação. As medições de dose com os três métodos utilizados evidenciaram o correto procedimento da confiabilidade metrológica do sistema de medidas. Os resultados e conclusões deste trabalho visam contribuir para a melhoria das práticas locais em TC, inseridas nas questões da proteção radiológica, na definição dos níveis de referência de diagnóstico otimizado, e no controle de qualidade da imagem.

ABSTRACT

Computed tomography has promoted improvement of the diagnostic process by producing anatomical cut images with high quality and contrast between soft tissues which have very similar absorption of the X-ray beams. The objective of this study is to evaluate the technological park of CT in Brazil correlated with the wide world, and carry out studies of experimental dosimetry to understand the dose distribution feature using phantoms and different methods of measurement of kerma index, as well as perform measures of local doses in sensitive organs. To study the scanner geographic distribution and supply of computed tomography tests in Brazil, a comparison has been made with results found with the specified reference by Brazilian law (Ordinance GM / MS No. 1101, 2002; Resolution RE nº1016, 2006). For dosimetry studies, It was used a standard chest phantom and the anthropomorphic phantom. For image quality evaluation, it was used the CATPHAN-600 phantom. Scans were performed in a GE scanner, Discovery model with 64 channels. Dose measurements have been performed by using a pencil ionization chamber, thermoluminescent dosimeters and radiochromic film strips. Sensitive organ shielding devices were evaluated in order to verify their efficiency in organ dose reduction and its influence in the quality of image. Considering Brazilian population, the scanner park showed a greater amount than the minimum parameter recommended by Brazilian law. Dose measurements using three different methods showed the correct procedure of metrological reliability of the measurement system. The findings and conclusions of this study may contribute to the improvement of local practices in Computed Tomography tests, inserted in context of radiological protection in order to define reference levels for optimized diagnosis, and image quality control.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Sistema de detecção de rotação por translação simples.	26
Figura 2. Sistema de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores.	27
Figura 3. Sistema de rotação com detectores móveis.	27
Figura 4. Sistema de rotação com detectores fixos.	28
Figura 5. Posicionamento do paciente em equipamento de TC. Vista lateral com deslocamento da mesa; vista posterior com movimento giratório do tubo de raios X em torno do paciente.	33
Figura 6. Trajetória do feixe de raios X em aquisição (a) axial e (b) helicoidal, apresentando o giro da fonte de raios X.	34
Figura 7. Transformação de uma fatia de volume para a geração de imagem digital.	37
Figura 8. Perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de intervalo entre cortes.	42
Figura 9. Perfil do índice de <i>kerma</i> no ar para um único corte (aquisição axial) com espessura nominal igual a 10 mm.	43
Figura 10. (A) Simuladores específicos de TC com cilindros de diâmetros de 16 e 32 cm. (B) Simulador antropomórfico de corpo humano feminino Alderson Rando Phantom®.	48
Figura 11. Distribuição dos equipamentos de TC em alguns países do mundo por milhão de habitantes nos anos 2010 a 2015.	53
Figura 12. Distribuição de tomógrafos por milhão de habitantes nos estados brasileiros.	57
Figura 13. Distribuição de tomógrafos em Minas Gerais.	58
Figura 14. Distribuição do MSAD nas cidades de Minas Gerais para os exames de rotina de crânio, coluna lombar e abdome.	63

Figura 15. Histograma do MSAD para os exames de rotina de crânio, coluna lombar e abdome.	64
Figura 16. Distribuição do MSAD médio para os diferentes fabricantes de equipamentos de tomografia computadorizada para os exames de rotina analisados.	65
Figura 17. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicado ao exame de abdome.....	65
Figura 18. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicada ao exame da Coluna Lombar.	66
Figura 19. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicada ao exame de Crânio.....	66
Figura 20. Simulador Catphan 600 [®]	71
Figura 21. O tomógrafo Ligth Speed - GE Medical Systems, Inc., Chicago, IL e simulador Catphan 600.....	72
Figura 22. Representação das três situações possíveis na verificação da posição do objeto de teste e alinhamento. (a) Simetria das imagens das rampas. (b) Deslocamento homogêneo entre as rampas. (c) Deslocamento assimétrico das imagens das rampas...	73
Figura 23. Envelope posicionado no tomógrafo GE Disccovery PET/CT 690/ 2009 Light Speed.....	74
Figura 24. Filme radiográfico revelado após aquisições na TC.	75
Figura 25. Análise da precisão do alinhamento luminoso.....	76
Figura 26. Posicionamento da mesa da TC quando se efetua um deslocamento longitudinal.....	78
Figura 27. Medida da FWHM para o teste da espessura de corte.	79
Figura 28. Medidas realizadas para o teste de simetria do display, analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.....	80
Figura 29. Imagens do teste do ruído da imagem, posição ar, analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.	81

Figura 30. Medidas realizadas para os testes de exatidão e uniformidade do número de CT. Protocolo de crânio.....	83
Figura 31. Imagem obtida para o teste de resolução espacial de alto contraste, visualização do menor grupo de linhas resolvido na imagem.	85
Figura 32. Imagens do teste resolução espacial de baixo contraste.....	86
Figura 33. Medida dos números de CT dos alvos sensitométricos (linearidade do número de CT).....	87
Figura 34. Gráfico do teste de linearidade de números CT.....	87
Figura 35. (a) Esquema montado para calibração das câmaras de ionização lápis RC-3CT (b) UNFORS.....	92
Figura 36. (a) Desenho esquemático do leitor RISØ TL/OSL; (b) Carrossel de amostras ou plataforma giratória com 48 posições para inserção dos dosímetros TL.	97
Figura 37. Homogeneidade dos dosímetros MTS-N.....	99
Figura 38. Frequência da homogeneidade dos dosímetros TL.....	99
Figura 39. Frequência da reprodutibilidade dos dosímetros TL.....	100
Figura 40. Posicionamento da câmara de ionização e dosímetros TL na irradiação....	102
Figura 41. Posicionamento da câmara de ionização e filmes radiocrômicos na irradiação.	105
Figura 42. Curva de calibração do filme radiocrômico - RQT8.....	107
Figura 43. Curva de calibração do filme radiocrômico - RQT9.....	108
Figura 44. Desenho esquemático do objeto simulador de tronco (PMMA).....	112
Figura 45. Posicionamento do objeto simulador de tronco no equipamento de TC.....	113
Figura 46. Desenho esquemático dos cilindros de PMMA com aberturas para o posicionamento dos dosímetros.....	117

Figura 47. Cilindro de PMMA para acomodação dos filmes radiocrômicos.....	119
Figura 48. Variação de <i>kerma</i> no ar ao longo do eixo longitudinal	120
Figura 49. Posicionamento do simulador antropomórfico feminino no isocentro da unidade de TC.....	125
Figura 50. Imagens TC de tórax: (a) com e (b) sem blindagem de bismuto	126
Figura 51. Topogramas laterais da cabeça do objeto simulador, sem protetor de olhos (a) e com o protetor de olhos (b).....	127

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Valores de Q utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada por $P_{KL,TC}$ para várias regiões do corpo em adultos.....	46
Tabela 2. Distribuição dos equipamentos por milhão de habitantes – 2010 a 2015.....	54
Tabela 3. Número de exames realizados de tomografia por mil habitantes em alguns países da OCDE, em 2009 e 2014.	55
Tabela 4. Número de tomógrafos existentes para cada milhão de habitantes no Brasil.	58
Tabela 5. Níveis de referência de diagnóstico para varredura de TC*.....	60
Tabela 6. Identificação dos tomógrafos avaliados pelos cadastrados da Vigilância Sanitária de Minas Gerais VISA/MG.....	61
Tabela 7. Parâmetros utilizados para a exposição nos testes de constância.....	62
Tabela 8. Cálculo para o 1º e 3º quartis para cada tipo de exame.	62
Tabela 9. Prescrições de desempenho conforme a Resolução RE N° 1016 (2006).....	70
Tabela 10. Parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada módulo do simulador.	73
Tabela 11. Parâmetros de aquisição utilizados para os testes de ruído, exatidão e uniformidade do número de CT.....	81
Tabela 12. Medidas de HU para água no simulador Catphan 600 – protocolo de crânio.	83
Tabela 13. Medidas de HU para água no simulador Catphan 600 – protocolo de Abdome.	83
Tabela 14. Par de linhas/mm – Medida da alta resolução espacial de alto contraste.	84
Tabela 15. Medidas do número de CT.	87

Tabela 16. Parâmetros de irradiação e medidas da calibração da câmara padrão RC-3CT.	90
Tabela 17. Coeficiente de calibração da câmara lápis UNFORS Xi nas radiações de referência RQT.	93
Tabela 18. Incerteza expandida para as medidas do P_{KL} com a câmara padrão- RQT8.	93
Tabela 19. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT8.....	94
Tabela 20. Incerteza expandida para as medidas do PKL com a câmara padrão - RQT9.	94
Tabela 21. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT9.....	95
Tabela 22. Incerteza expandida para as medidas do PKL com a câmara padrão - RQT10.	95
Tabela 23. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT10.....	96
Tabela 24. Radiações de referência em TC.	103
Tabela 25. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos dosímetros TL RQT9	104
Tabela 26. Coeficientes de calibração em termos de mGy/un. pixel nas qualidades de referência RQT8 e RQT9 com as respectivas incertezas expandidas	106
Tabela 27. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos filmes radiocrômicos em <i>kerma</i> no ar igual a 5 mGy– RQT8.....	109
Tabela 28. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos filmes radiocrômicos no <i>kerma</i> no ar igual a 5 mGy– RQT9	109
Tabela 29. Rotina (axial) adulto para tórax indicado pela AAPM.	114

Tabela 30. Valores de referência de índice de <i>kerma</i> no ar indicados para tomógrafos da GE, C_{vol} (mGy), em diferentes tamanhos de pacientes adultos em exames de TC.	114
Tabela 31. Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado e o produto <i>kerma</i> no ar comprimento dos valores de medidas de TC de tórax para diferentes tensões com a câmara lápis.	116
Tabela 32. Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado, produto <i>kerma</i> no ar comprimento e os valores das medidas de TC de tórax para diferentes tensões - dosímetros TL.....	118
Tabela 33. Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado, produto <i>kerma</i> no ar comprimento e os valores das medidas de TC de tórax com o filme radiocrômico.	120
Tabela 34. Índice de <i>kerma</i> no ar volumétrico (mGy) nos valores das medidas de TC de tórax para os métodos de medidas, em RQT8.	121
Tabela 35. Índice de <i>kerma</i> no ar volumétrico (mGy) nos valores das medidas de TC de tórax para os métodos de medidas em RQT9	122
Tabela 36. Dose absorvida nos órgãos em varreduras de TC com e sem blindagem de bismuto na mama.....	126
Tabela 37. Dose absorvida em órgãos em varreduras de TC com e sem blindagem de bismuto no cristalino.	128

ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine.*

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear.

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear.

CNES – Cadastro Nacional de Estabelecimento de Saúde.

CSR – Camada semiredutora.

$C_{a,100}$ – Índice de *Kerma* no ar.

C_w – Índice de *Kerma* no ar Ponderado.

C_{VOL} – Índice de *Kerma* no ar Volumétrico em Tomografia Computadorizada.

DLP – Produto Dose Comprimento.

EURATOM – Comissão Europeia de Energia Atômica.

EBCT – Tomógrafos de Feixe de Elétrons.

DRL – *Diagnostic Reference Level.*

FOV – *Field of View* (campo de observação).

GE – *General Electric.*

Gy – *Gray.*

HPA – *Health Protection Agency.*

HU – Unidades Hounsfield.

IAEA – *International Atomic Energy Agency.*

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística.

ICRP – *International Commission Radiological Protection.*

IEC – *International Electrotechnical Commission*.

IESS – Instituto de Estudos de Saúde Suplementar.

IN – *Index Noise*.

INCA – Instituto Nacional de Câncer.

KERMA – *Kinetic Energy Released per Unit of Mass*.

LCD – Laboratório de Calibração de Dosímetros.

LDPE – Polietileno de Baixa Densidade.

MDCT – *Multi Detector Computed Tomography*.

MSCT – *Multi-Slice Computed Tomography*.

MSAD – *Multiple Scan Average Dose*.

MTF – Resolução de Alto Contraste.

NRD – Níveis de Referência em Diagnóstico.

NESCON – Núcleo de Educação em Saúde Coletiva.

OECD – Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico.

PMMA – Polimetilmetacrilato.

PMP – Polimetilpenteno.

S.I. – Sistema Internacional.

TC – Tomografia Computadorizada.

TLD – Dosímetro Termoluminescente.

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais.

UNSCEAR – *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*.

VISA/MG – Vigilância Sanitária de Minas Gerais.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	22
1.1	Relevância do Tema.....	23
1.2	Objetivo Principal.....	24
1.3	Organização do Trabalho	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	A evolução dos equipamentos de TC.....	25
2.2	Sistemas de detecção	25
2.2.1	<i>Sistema de detecção de rotação.</i>	<i>26</i>
2.2.2	<i>Sistema de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores.</i>	<i>26</i>
2.2.3	<i>Sistema de rotação com detectores móveis.....</i>	<i>27</i>
2.2.4	<i>Sistema de rotação com detectores fixos.</i>	<i>28</i>
2.2.5	<i>Equipamentos helicoidais de múltiplos cortes.....</i>	<i>28</i>
2.3	Subsistemas da Tomografia Computadorizada.	29
2.4	Qualidade da Imagem.	32
2.4.1	<i>Princípios fundamentais da qualidade da imagem.....</i>	<i>33</i>
2.4.2	<i>Aquisição de dados.....</i>	<i>33</i>
2.4.3	<i>Determinação do coeficiente de atenuação linear.....</i>	<i>35</i>
2.4.4	<i>Reconstrução da imagem.....</i>	<i>36</i>
2.4.5	<i>Evolução da imagem de TC.....</i>	<i>37</i>

2.4.6	<i>Parâmetros utilizados em protocolos.....</i>	38
2.4.7	<i>Fator de passo (pitch).</i>	39
2.5	Dose de Radiação em TC.....	39
2.5.1	<i>Grandezas dosimétricas em TC</i>	41
2.5.2	<i>Técnicas dosimétricas em tomografia computadorizada.....</i>	46
2.5.3	<i>Simuladores físicos.</i>	47
2.5.4	<i>Câmara de ionização.....</i>	48
2.5.5	<i>Dosímetros termoluminescentes.....</i>	49
2.5.6	<i>Filmes radiocrômicos.....</i>	49
2.5.7	<i>Calibração dos dosímetros e incertezas associadas</i>	50
3	MAPEAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO BRASIL.....	52
3.1	Enquadramento no contexto internacional	52
3.2	Enquadramento no contexto nacional	55
3.3	Níveis de Referência de Diagnóstico em TC no Brasil	59
3.3.1	<i>Cálculo da dose média em múltiplos cortes (MSAD).</i>	61
3.3.2	<i>Análise dos valores do MSAD para diferentes tipos de exames.....</i>	62
3.4	Discussão.....	67
3.5	Conclusão.....	68
4	AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM COM O SIMULADOR CATPHAN 600.	69
4.1	Prescrição de Desempenho dos Testes de Constância.	70

4.2	O Simulador Catphan-600.	71
4.3	Testes de Qualidade da Imagem.....	72
4.3.1	<i>Posicionamento e alinhamento do simulador (CTP404)</i>	73
4.3.2	<i>Colimação do feixe de radiação.</i>	74
4.3.3	<i>Alinhamento da mesa em relação ao gantry (CTP404)</i>	76
4.3.4	<i>Deslocamento longitudinal da mesa (CTP404)</i>	77
4.3.5	<i>Espessura de corte (CTP404)</i>	78
4.3.6	<i>Simetria do display (linearidade espacial) (CTP404).....</i>	79
4.3.7	<i>Ruído, exatidão e uniformidade do número de CT (CTP 486).</i>	80
4.3.8	<i>Determinação do ruído</i>	80
4.3.9	<i>Exatidão e Uniformidade do número de CT.....</i>	82
4.3.10	<i>Resolução espacial de alto contraste (CTP 528).....</i>	84
4.3.11	<i>Resolução espacial de baixo contraste (CTP 515).....</i>	85
4.3.12	<i>Linearidade do número de TC / sensitometria (CTP404)</i>	86
4.4	Conclusões	88
5	CONFIABILIDADE METROLÓGICA DAS TÉCNICAS DE MEDIDAS DOSIMÉTRICAS EM TC.....	89
5.1	Sistema de Medidas da Câmara de Ionização Tipo Lápis	89
5.1.1	<i>Calibração da câmara de ionização tipo lápis UNFORS Xi</i>	90
5.1.2	<i>Resultados da Calibração da Câmara Lápis.....</i>	92
5.2	Sistema de Medidas com Dosímetros Termoluminescentes.....	96

5.2.1	<i>Dosímetros termoluminescentes MTS-N</i>	96
5.2.2	<i>Caracterização dos dosímetros MTS-N</i>	96
5.2.3	<i>Irradiação no leitor TL/OSL – RISØ</i>	97
5.2.4	<i>Resultados da caracterização dos dosímetros MTS-N</i>	98
5.2.5	<i>Leitor RADOS RE2000-A</i>	101
5.2.6	<i>Calibração dos dosímetros TL-MTS-N</i>	101
5.2.7	<i>Resultados da calibração dos dosímetros MTS-N</i>	103
5.3	Sistema de Medidas dos Filmes Radiocrômicos	104
5.3.1	<i>Filmes radiocrômicos</i>	104
5.3.2	<i>Calibração dos filmes radiocrômicos</i>	105
5.3.3	<i>Resultados da calibração dos filmes radiocrômicos</i>	106
5.4	Conclusão	110
6	DOSIMETRIA EM VARREDURAS DE TRONCO EM TC	111
6.1	Medidas Experimentais do Índice de <i>Kerma</i> no ar em TC	111
6.2	Protocolo Utilizado nas Medidas Experimentais	113
6.3	Leituras dos Dosímetros de Campo MTS-N	115
6.4	Determinação do Índice de <i>Kerma</i> no Ar Ponderado Medido com a Câmara de Ionização Tipo Lápis.	115
6.5	Determinação do Índice de <i>Kerma</i> no Ar Ponderado Medido com o Dosímetro TL.	117
6.6	Determinação do Índice de <i>Kerma</i> no Ar Ponderado Medido com Filmes Radiocrômicos	118

7	ESTUDO DAS DOSES EM ALGUNS ÓRGÃOS DE PACIENTES ADULTOS AVALIADAS COM SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS.	123
7.1	Materiais e Métodos.....	123
7.1.1	<i>Dosímetros TL formato bastão</i>	<i>124</i>
7.1.2	<i>Objeto simulador Alderson Rando</i>	<i>124</i>
7.1.3	<i>Blindagem de bismuto.....</i>	<i>125</i>
7.1.4	<i>Varreduras de TC de tórax</i>	<i>125</i>
7.1.5	<i>Varreduras de TC de crânio</i>	<i>127</i>
7.2	Discussão.....	128
7.3	Conclusão.....	129
8	CONCLUSÕES GERAIS.....	130
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	131
	PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA NO PERÍODO	139

INTRODUÇÃO

O advento da tomografia computadorizada (TC) como método de diagnóstico por imagem, a partir do ano de 1972, provocou uma grande mudança no processo diagnóstico na medicina. Desde então, houve importantes avanços tecnológicos que geraram uma crescente demanda, seja pela disponibilização de equipamentos no território brasileiro ou pelo aumento das aplicações diagnósticas. Por essas razões e devido ao fato dos exames de TC promoverem as maiores doses em paciente, dentre os exames de radiologia diagnóstica, a TC tem contribuído significativamente para o aumento da dose populacional (CALZADO *et al.*, 2010; MOURÃO, 2015).

Um dos avanços na tecnologia tomográfica foi a introdução dos equipamentos multicortes (*multi-slice computed tomography* – MSCT), aumentando suas aplicações diagnósticas nos exames em função da redução considerável do tempo de varredura. Isso tornou o processo de aquisição mais confortável para o paciente e ampliou seu uso. Estes equipamentos possuem um diferencial fundamental em relação aos sistemas convencionais de corte único, onde uma matriz de detectores permite a aquisição de vários cortes simultaneamente, possibilitando a reconstrução das imagens obtidas durante os exames (FLOHR, 2005).

A medição da dose em varreduras de TC pode ser difícil de ser realizada e entendida, principalmente porque os filtros utilizados para a conformação do feixe em forma de leque geram um feixe de raios X muito atenuado nas bordas. Esta característica promove mudanças na intensidade do espectro nas extremidades do feixe e diferenças inerentes às arquiteturas e tecnologias incorporadas aos equipamentos de TC, que por sua vez faz com que o parque de TC instalado apresente variações consideráveis entre os diversos modelos de diferentes fabricantes. Devido a esses fatores, existe uma grande variação entre os valores de *kerma* no ar para exames padronizados, em condições similares de qualidade da imagem diagnóstica (JESSEN, 1999; LUCAS, 2005).

1.1 Relevância do Tema.

Nos últimos anos na Europa e nos Estados Unidos, as novas tecnologias em radiologia diagnóstica, a cultura de segurança e a proteção de pacientes foram acompanhadas com o estabelecimento de regulamentos, parâmetros e procedimentos bem definidos (ARAÚJO, 2014). O mesmo não aconteceu no Brasil, os requisitos de qualidade da imagem e as doses de referência foram determinados pela norma técnica contida na Portaria Nº 453/98 do Ministério da Saúde e estes já não refletem as atuais condições técnicas das instalações radiológicas brasileiras (BRASIL, 1998).

Valores numéricos denominados Níveis de Referência em Diagnóstico (NRD) servem para identificar as operações diferenciadas com o intuito de promover a otimização dos procedimentos de radiologia diagnóstica e a proteção dos pacientes através da redução das doses. O termo Níveis de Referência em Diagnóstico (*Diagnostic Reference Level - DRL*) foi introduzido pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 1996). Os NRD são valores de dose definidos com o objetivo de se ter um valor máximo de dose para exames radiológicos. A definição de NRD locais constitui uma importante ferramenta para os profissionais de saúde envolvidos na execução dos exames de TC. A comparação dos parâmetros dosimétricos de TC com os NRD têm demonstrado ser um meio prático de averiguação e promoção de estratégias de gerenciamento de dose para o paciente (ICRP, 2007).

No Brasil, poucos esforços têm sido realizados no sentido de otimizar protocolos de aquisição de imagens em varreduras de TC de rotina. Seguindo as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), os Níveis de Referência em Diagnóstico são em termos de MSAD - *Multiple Scan Average Dose* (REHANI, 2012). O MSAD é uma grandeza dosimétrica que representa a dose média no corte central, relativa a uma série de cortes tomográficos, é usada para avaliar as doses nos procedimentos clínicos (BRASIL, 2006).

1.2 Objetivo Principal

O objetivo principal deste trabalho é a análise dos índices de *kerma* no ar e o estudo das doses em alguns órgãos de pacientes adultos avaliados com simuladores específicos de tomografia computadorizada.

Objetivos Específicos:

- Mapear o parque tecnológico dos equipamentos de TC no Brasil e mais especificamente no estado de Minas Gerais;
- Analisar os valores de MSAD para protocolos de exames de cabeça, coluna lombar e abdome, obtidos nos relatórios dos cadastrados no estado de Minas Gerais;
- Analisar o desempenho em termos da qualidade da imagem num equipamento de TC, utilizando o objeto simulador Catphan-600.
- Verificar a confiabilidade metrológica dos sistemas com câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos para a dosimetria em TC.
- Avaliar os índices de *kerma* no ar para pacientes submetidos a varreduras de tronco em TC;
- Estudar a influência da blindagem de bismuto na redução das doses em órgãos, em varreduras por TC.

1.3 Organização do Trabalho

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em oito capítulos incluindo introdução e conclusão. No capítulo 2 são definidas as principais características de exames e equipamentos, as grandezas específicas e os parâmetros de qualidade da imagem em TC. O capítulo 3 apresenta o mapeamento dos equipamentos de TC instalados no Brasil e as características de distribuição de *kerma* no ar nos exames de pacientes. O capítulo 4 analisa o desempenho do tomógrafo, em termos da qualidade da imagem, utilizando o objeto simulador Catphan. No capítulo 5 demonstra a confiabilidade metrológica dos sistemas de medidas. O capítulo 6 avalia os índices de *kerma* no ar para submetidos a varreduras de tronco, utilizando três métodos de medição: câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos. Por fim o capítulo 7 aborda a variação da dose em alguns órgãos, em varreduras de TC, com o uso de blindagem de bismuto.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A evolução dos equipamentos de TC

O primeiro equipamento de TC foi criado em 1971 por Godfrey Newbold Hounsfield, uma modalidade de raios X que permitia obter unicamente imagens axiais do cérebro para a visualização de tumores cerebrais. Logo a seguir se desenvolveram tomógrafos que permitiram investigações de outras partes do corpo, e com uma técnica mais versátil obtendo imagens tridimensionais de qualquer área anatômica, com aplicações em oncologia, radiologia vascular, cardiologia, traumatologia, radiologia intervencionista entre outras (CALZADO, 2010; KALENDER, 2011).

No ano de 1985 surgiram os tomógrafos helicoidais, também conhecidos como espirais ou volumétricos aumentando a velocidade de aquisição de imagens e possibilitando a obtenção de cortes laterais, frontais e reconstrução do volume (COSTA, 2010). Em 1992 equipamentos de TC de corte duplo deram origem às varreduras multicortes utilizando os arcos multidetectores (MDCT). Após dois anos surgiram os tomógrafos “sub-segundo”, onde uma volta completa do tubo de raios X em torno do paciente ocorria em tempos menores que um segundo. Em 1998 foram lançadas versões de equipamentos de TC helicoidais multicorte, com quatro cortes simultâneos. Finalmente surgiram os equipamentos de TC multicorte, realizando 8, 16, 32, 64, 128, 256 e até 320 cortes simultâneos com um tempo de aquisição menor que 10 segundos. Reduzindo assim o tempo de permanência do paciente, nos exames, e consequentemente diminuindo os artefatos de movimento (MOURÃO, 2015).

2.2 Sistemas de detecção

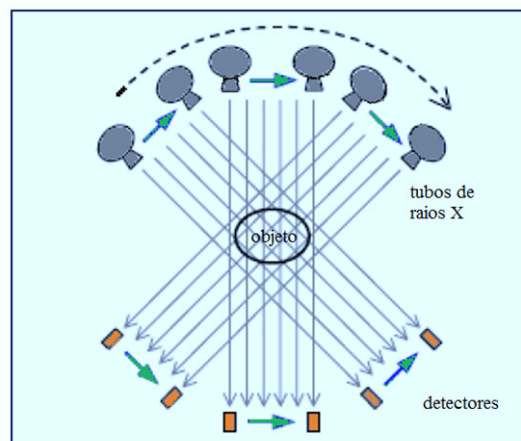
Os avanços tecnológicos na geometria de aquisição e do tipo e configuração de detectores permitem a irradiação simultânea de maiores volumes anatômicos com uma consequente redução no tempo de aquisição. A atenuação dos raios X pelos tecidos humanos é medida por detectores que são alinhados atrás do paciente, oposto à fonte de raios X. O sistema de varreduras em TC pode ser dividido conforme a movimentação de

seus detectores como o de translação simples, de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores, de detecção de rotação, de rotação com detectores móveis e de rotação com detectores fixos (DANCE, 2014).

2.2.1 Sistema de detecção de rotação.

O sistema de detecção de rotação por translação simples apresenta um feixe de raios X muito estreito que varre o corpo do paciente em meia volta (180°) com passo de um grau (1°). A intensidade do feixe é medida por um único elemento detector. A cada incremento angular, uma translação linear é efetuada enquanto as irradiações são realizadas. O processo de aquisição leva alguns minutos para obter a imagem de um corte sendo necessários muitos posicionamentos para a coleta de dados e não é mais utilizado nos equipamentos atuais (Figura 1) (MOURÃO, 2015).

Figura 1. Sistema de detecção de rotação por translação simples.

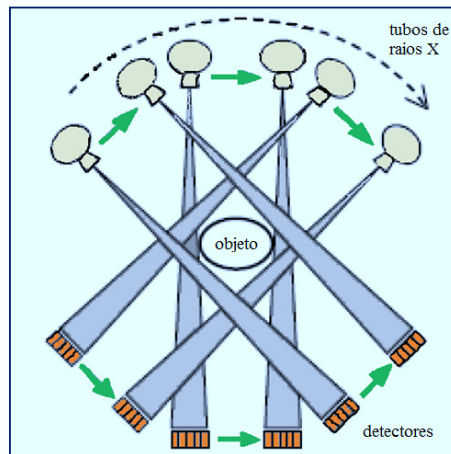


Fonte: G.N. Hounsfield; A.M. Cormack, 2007 (modificado)

2.2.2 Sistema de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores.

O sistema de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores é composta por uma linha de detectores com até 50 elementos localizada do lado oposto à fonte de raios X (Figura 2). O feixe em forma de leque reduz o número de incrementos angulares necessários para a varredura. As varreduras são feitas em passos de 10° que correspondem ao ângulo de abertura do leque. O tempo mínimo para a varredura de cada plano de corte é da ordem de 2 a 10 segundos (tomógrafo da segunda geração) (MOURÃO, 2015).

Figura 2. Sistema de detecção de rotação-translação de múltiplos detectores.

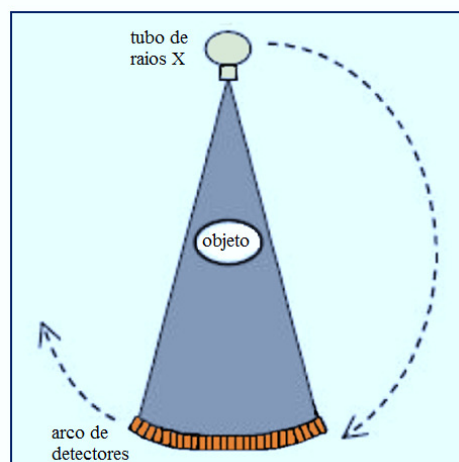


Fonte: G.N. Hounsfield; A.M. Cormack, 2007 (modificado)

2.2.3 Sistema de rotação com detectores móveis.

Os detectores móveis evoluíram com a construção dos tomógrafos da terceira geração que são os mais utilizados atualmente devido à sua relação custo pelo benefício. Os feixes de raios X emitidos possuem uma abertura muito ampla, localizada do lado oposto à fonte de raios X, uma linha de 200 a 1000 detectores dispostos em ângulo recebe a radiação após passar pelo corpo do paciente (Figura 3). O tempo de aquisição da imagem de um plano de corte é da ordem de 3 a 10 segundos, essa redução é fundamental para permitir a geração de imagens de estrutura móveis (MOURÃO, 2015, HSIEH, 2009).

Figura 3. Sistema de rotação com detectores móveis.

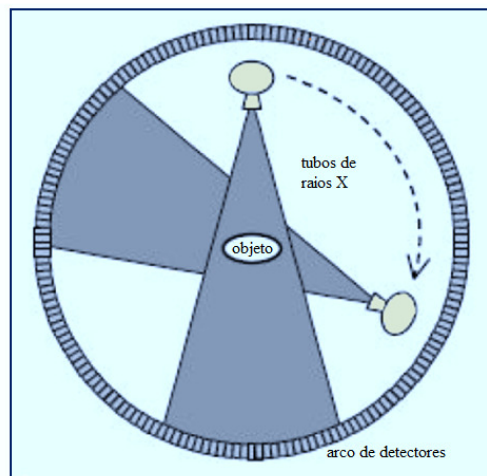


Fonte: G.N. Hounsfield; A.M. Cormack, 2007 (modificado)

2.2.4 Sistema de rotação com detectores fixos.

O sistema de rotação com detectores fixos (Figura 4) são instalados em tomógrafos da quarta geração e construídos com detectores distribuídos ao longo dos 360°. A fonte de radiação gira em torno do arranjo de detectores que pode ter entre 800 a 4000 sensores. O tempo de varredura é da ordem de 1 a 3 segundos. Um exame completo de tórax ou abdome pode não atingir um minuto. A quarta geração é muito mais dispendiosa que a terceira devido ao grande aumento no número de detectores. Este elevado custo levou o fim da quarta geração, quando surgiram mais tarde os tomógrafos multicorte (DANCE, 2014).

Figura 4. Sistema de rotação com detectores fixos.



Fonte: G.N. Hounsfield; A.M. Cormack, 2007 (modificado)

2.2.5 Equipamentos helicoidais de múltiplos cortes.

Os tomógrafos de quinta geração são também conhecidos como ultrarápidos ou tomógrafos de feixe de elétrons (EBCT). Os tempos de rotação são da ordem de meio segundo, o que é um grande progresso, visto que permite efetuar estudos mais rigorosos da função cardíaca, o que até então era impossível. O feixe de elétrons é emitido por um canhão de elétrons, acelerado por tensões na ordem de 130 a 140 keV em vácuo, colimado ao longo do trajeto do feixe direcionado num alvo de tungstênio, em forma de arco, onde são produzidos os raios X, por radiação de frenagem (*bremssstrahlung*). O alvo rodeia parcialmente o paciente ficando numa posição oposta aos detectores.

No início dos anos 90 foi incorporada nos sistemas de tomografia de terceira e quarta geração a tecnologia de anéis deslizantes (*slip ring*) que consiste em contatos circulares com escovas deslizantes na parte eletrônica da máquina. A tomografia helicoidal ou volumétrica são equipamentos tomográficos conhecidos da sexta geração. O uso desta tecnologia veio trazer vantagens em relação às gerações anteriores. Nesta versão da TC a mesa move-se com velocidade de translação constante através da abertura do *gantry*, acoplada a um movimento de rotação contínuo da fonte de raios X em torno do paciente (DANCE, 2014). A modalidade helicoidal proporciona a possibilidade de uma redução do *kerma* no ar no paciente durante os exames, isto é possível devido à seleção de um parâmetro do sistema helicoidal, denominado passo (*pitch*) que relaciona o movimento da mesa com a rotação do *gantry* em torno do paciente (MOURÃO, 2015).

A sétima geração, também chamada de matrizes (*arrays*) multicorte ou multidetectores (vários conjuntos de detectores dispostos paralelamente), utiliza a mesma tecnologia da anterior, contudo, utiliza várias linhas de detectores, o que permite que um maior volume do paciente seja varrido (como exemplo, em exames de tórax e abdome reduzindo os artefatos de respiração). Permite ainda que um volume normal possa ser examinado utilizando cortes muito finos. A aquisição pode ser feita em modo sequencial ou em modo helicoidal, sendo esta última a mais utilizada. A principal vantagem destes tomógrafos é a utilização mais eficiente da radiação produzida pelo tubo de raios X através da realização de mais de um corte simultâneo numa única rotação da ampola (NAGEL, 2002).

2.3 Subsistemas da Tomografia Computadorizada.

Os equipamentos de tomografia são constituídos geralmente por quatro subsistemas: o subsistema eletroeletrônico, constituído pelo bloco de alimentação do equipamento e dispositivos que controlam as movimentações no processo de aquisição das imagens, como motores da mesa, *gantry* e arco detector; o subsistema mecânico, constituído pela parte externa do equipamento; o subsistema gerador de raios X, que é responsável pela geração do feixe, com tubo de raios X e sistema de refrigeração e finalmente o subsistema de informática, responsável por todo o controle do processo, a aquisição dos dados, a geração, armazenamento e impressão das imagens. Os subsistemas citados são

distribuídos em partes do equipamento de TC e são instalados no *gantry*, na mesa de acomodação do paciente e no painel de controle (MOURÃO, 2015).

Os subsistemas de um equipamento de tomografia são importantes para entendermos o seu funcionamento. O *gantry* é o responsável pela obtenção das imagens. Nele encontram-se o tubo gerador de raios X, o colimador do feixe e os detectores, dentre outros dispositivos. As imagens geradas podem ser reconstruídas por softwares específicos que proporcionam a variação do contraste das imagens e retiram os objetos que não fazem parte do estudo. Os detectores, posicionados do lado opostos ao tubo de raios X são responsáveis por captar a radiação que atravessa o objeto, assim as imagens geradas são reconstruídas. A variação dos parâmetros de aquisição das imagens pode ser feita pelos comandos do computador ao qual o tomógrafo está ligado.

No interior do *gantry*, encontra-se o colimador de feixes, que é utilizado para alterar a espessura do corte de interesse, conversores analógico-digitais para que as imagens obtidas sejam lidas pelo computador e componentes mecânicos necessários para a movimentação de varredura. Neste dispositivo estão acoplados sistemas de aquisição de dados que transmitem as informações ao computador e um sistema de recepção que define os parâmetros de controle para varredura. Geralmente, o *gantry* possui um diâmetro de 60 a 70 cm, onde o paciente é posicionado em relação a varredura, assim o tubo de raios X realiza movimentos, que dependerão do modelo do equipamento e da programação estabelecida. No *gantry* encontram-se painéis de comando manuais para que se possa movimentar a mesa, regular sua altura, ativar os eixos de centralização, alinhar os marcadores digitais que informam sua angulação em graus e, a partir do marco zero, a posição em que se encontra a mesa em relação ao paciente (DANCE, 2014; MOURÃO, 2015).

A mesa é o local de posicionamento do paciente para que ocorra o processo de varredura e aquisição das imagens pelo tomógrafo. A mesa deve ser constituída de material resistente para que suporte o peso do paciente e de material rígido para que não se flexione à medida que se desloca no *gantry*. Cada aquisição de dados é feita após um deslocamento da mesa, assim deve haver uma coordenação de movimentos entre a mesa e o *gantry*.

Enquanto o feixe de raios X é produzido o tubo permanece em movimento circular no interior do *gantry*. Os tubos de raios X são alimentados em alta tensão (kV) em corrente (mA) contínua do cátodo para o ânodo. Por trabalharem continuamente, esses equipamentos acumulam bastante calor e por isso necessitam de um sistema de refrigeração. Os tubos de raios X apresentam ânodos giratórios com rotações acima de 10.000 rpm para auxiliar na dissipação de calor.

O aumento da velocidade do tubo ocasiona uma redução do tempo de aquisição dos dados tendo como consequência um aumento na potência dos tubos e esse aumento implica na geração do número de fótons por unidade de tempo. Os feixes de raios X se propagam de forma difusa, assim dois sistemas de colimação existentes no equipamento são utilizados para tornar o feixe mais estreito. O pré-colimador define a espessura do feixe emitido pelo tubo de raios X e é necessário para blindar a maioria dos fótons de baixa energia que contribuem com o aumento da dose de radiação recebida pelo paciente. O pós-colimador reduz a radiação evitando que a maior parte da radiação secundária espalhada atinja os detectores, que podem gerar ruídos e prejudicar a qualidade da imagem. O controle da tensão aplicada ao TC (compreendido na faixa de 80 a 150 kV) possibilita controlar a penetração do feixe, aumentar a intensidade do feixe do tubo de raios X e, consequentemente, aumentar a potência desse tubo que está diretamente relacionado a um aumento da corrente cátodo-ânodo. Outro fator que pode ocasionar o aumento da potência do tubo é o aumento da velocidade de rotação do tubo, que é realizado com o aumento da tensão e da corrente. A quantidade de fótons que atingem os detectores deve permanecer a mesma, independente da velocidade do conjunto tubo-detectores (DANCE, 2014; MOURÃO, 2015).

O número de detectores existente em TC influenciam na qualidade da imagem gerada. Estes detectores devem ser suficientes para permitir uma redução do *kerma* no paciente, devem permanecer estáveis e insensíveis à variação de temperatura. Na tomografia existem dois tipos de detectores de radiação, os de câmara de gás pressurizado, que utilizam gás inerte, como xenônio e funcionam como câmara de ionização, e os de estado sólido, que são construídos em conjunto cintilador-detector e fabricados com materiais semicondutores dopados. Esses últimos detectores permitem que haja uma circulação de corrente elétrica quando estimulados por fótons luminosos (DANCE, 2014).

No sistema computacional ocorre também o processo de calibração do equipamento de TC para otimização das imagens. Dessa maneira, podem-se alterar os parâmetros de alimentação do tubo, as posições em que se deseja o plano de corte, a distância entre os eixos de corte, assim é realizado todo o controle para a obtenção da imagem (DANCE, 2014).

2.4 Qualidade da Imagem.

A tomografia computadorizada foi o primeiro sistema a produzir imagens totalmente digitalizadas com boa resolução espacial. Sua sensibilidade a pequenas diferenças no coeficiente de atenuação dos tecidos é aproximadamente dez vezes maior do que a dos sistemas tela-filme utilizados na radiologia convencional (KALENDER, 2011; COSTA, 2010).

A geração de imagem em TC se baseia na captura do sinal atenuado do feixe de raios X ao atravessar o paciente. Esse sinal é adquirido em múltiplos ângulos de incidência do feixe devido à rotação do conjunto tubo-arco detector em torno do paciente. A partir desses dados de atenuação o sistema computacional processa as informações visando identificar a atenuação promovida por cada pequena parte do volume da fatia irradiada e disponibilizada sob a forma de uma matriz de correspondência entre essas ponderações de energia atenuada em uma escala de cinzas. A técnica de aquisição de imagem por tomografia calcula a distribuição espacial do coeficiente de atenuação dos tecidos e atribui a cada pixel (*picture element*) da imagem adquirida um valor correspondente (informação quantitativa da TC), designados em unidades de *Hounsfield* (HU). A escala *Hounsfield* é específica para a geração de imagens em TC e tem como referência a água, cuja atenuação nesta escala é de zero (MOURÃO, 2015).

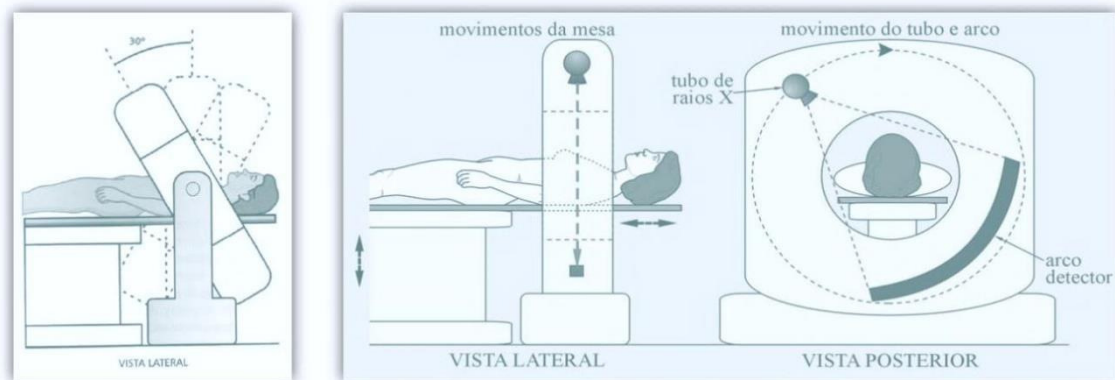
Entende-se por qualidade de imagem quanto às estruturas físicas anatômicas, com diferentes valores de atenuação, podem ser representadas nas imagens reconstruídas. A qualidade de imagem constitui um conceito de importância fundamental para a avaliação de todos os sistemas de imagem. Um fator que influencia na qualidade de imagem é a presença de artefatos, muitos deles inerentes ao processo de aquisição e reconstrução (KALENDER, 2011).

Para o diagnóstico de um órgão, uma sequência sucessiva de cortes é realizada de modo a observar todo o seu volume de interesse. Esse processo de aquisição sucessiva de cortes é denominado varredura. O processamento computacional das imagens de corte axial obtido em uma varredura permite gerar imagens de volume, de cortes laterais, frontais, inclinados ou curvos e o uso de filtros especiais permitem a geração de imagens de superfície e MIP, estas últimas fundamentais para diagnósticos de coração e do sistema vascular (MOURÃO, 2015).

2.4.1 Princípios fundamentais da qualidade da imagem.

A geração da imagem do corte axial em TC é baseada no fato de que o feixe de raios X que atravessa o paciente contém informações que o filme radiográfico não consegue captar, mas que podem ser obtidas com o auxílio de sistemas computacionais. Os equipamentos de TC geram primariamente imagens de cortes anatômicos axiais. A Figura 5 apresenta um esquema da estrutura de um equipamento de TC. A parcela do feixe que atravessa o paciente é captada por detectores posicionados do lado opostos à fonte de radiação (MOURÃO, 2015).

Figura 5. Posicionamento do paciente em equipamento de TC. Vista lateral com deslocamento da mesa; vista posterior com movimento giratório do tubo de raios X em torno do paciente.



Fonte: MOURÃO, 2015

2.4.2 Aquisição de dados.

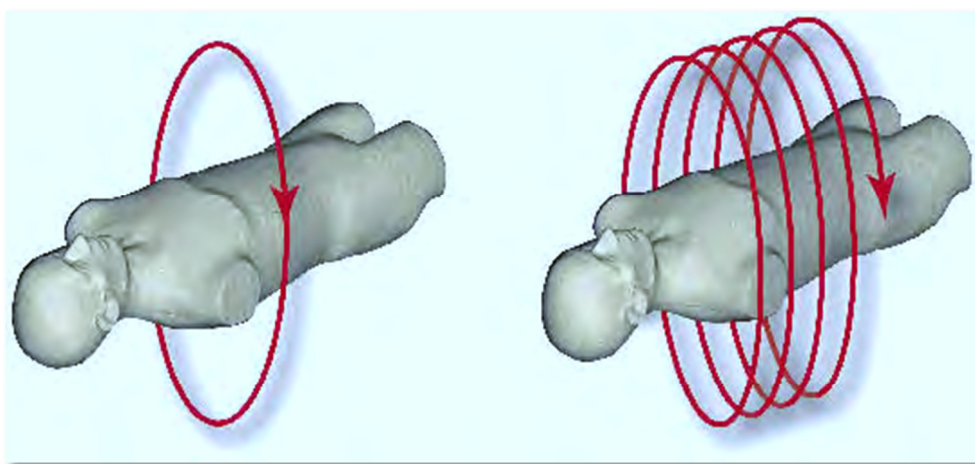
Existem dois métodos de aquisição de dados para a produção da imagem em varreduras de TC. A aquisição axial (sequencial) que foi o primeiro método utilizado. Consiste na obtenção dos dados para processamento por meio de uma única volta do conjunto tubo e arco detector em torno do paciente, irradiando um corte. Após a rotação do conjunto, a

emissão de radiação cessa para ser reiniciada após o deslocamento da mesa e reposicionamento do paciente para a aquisição de dados do próximo corte.

Na aquisição volumétrica é utilizada uma geometria helicoidal, onde o tubo de raios X realiza um movimento circular contínuo em torno do paciente ao passo que a mesa se desloca lentamente desde o início até o final do volume a ser analisado (Figura 6). A continuidade do movimento da mesa evita as paradas das aquisições axiais, dinamizando o processo de varredura, reduzindo o tempo de aquisição em poucos segundos.

Este método tem uma importante implicação na forma como os dados são obtidos, já que assim, os dados de cada corte não são produzidos de maneira independente, ou seja, obtêm-se as características de atenuação de todo um volume em cada ciclo do tubo e então o sistema computacional gera os cortes axiais baseados nos dados obtidos (CALZADO *et al.*, 2010).

Figura 6. Trajetória do feixe de raios X em aquisição (a) axial e (b) helicoidal, apresentando o giro da fonte de raios X.



Fonte: CALZADO *et al.*, 2010.

Paralelamente aos equipamentos helicoidais surgiram também os tomógrafos multicortes, ou multicanais, que permitem obter dados para mais de um corte em cada ciclo de 360° do tubo de raios X. Isto porque utiliza mais de uma fileira de detectores em seu arco e um feixe de radiação em leque mais espesso, de modo a atingir todas as fileiras de detectores existentes. A tecnologia do arco-detector com apenas uma fileira de detectores é denominada SDCT (*Single Detector Computed Tomography*) que realiza

a aquisição de dados de apenas um corte por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. A tecnologia do arco detector com mais de uma fileira de detectores é denominada MDCT (*Multi Detector Computed Tomography*) que faz a aquisição dos dados de mais de um corte simultaneamente por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2015).

O sistema MDCT foi concorrente direto dos sistemas helicoidais de corte único, por ocasião do seu aparecimento na década de 90. Atualmente, os equipamentos comercializados combinam a tecnologia MDCT com a tecnologia helicoidal permitem obter imagens de qualidade com tempos de aquisição muito curtos (CALZADO *et al.*, 2010).

2.4.3 Determinação do coeficiente de atenuação linear.

Os feixes de radiação têm sua intensidade diminuída em função das interações que ocorrem com os materiais. A atenuação da intensidade do feixe de raios X ocorre de maneira exponencial em função da espessura do material absorvedor. Isso significa que quanto mais espesso o material, menor a parcela do feixe que vai atravessá-lo. Entretanto, quanto maior a energia dos fótons do feixe incidente, maior será a sua penetração, aumentando a parcela do feixe transmitido (EISBERG, 1979).

Após atravessar o paciente os fótons atingem o conjunto de detectores opostos ao tubo de raios X. A leitura do sinal do detector é proporcional à intensidade dos raios X, sendo a medida da atenuação do feixe, do caminho percorrido por ele, a base para a reconstrução da imagem do corte do tecido analisado.

No processo de reconstrução de imagem calcula-se a distribuição espacial do coeficiente de atenuação linear (μ). Entretanto esse coeficiente é fortemente dependente da intensidade do feixe e, por isso, não é possível comparar duas imagens obtidas em distintos equipamentos que utilizam diferentes filtrações e tensões aplicadas ao tubo de raios X. Para descrever a imagem surgiu ao conceito de número de CT (KAK, 2002).

Em tomografia é importante determinar o coeficiente de atenuação linear, μ , em cada ponto do objeto para que as imagens sejam reconstruídas. É possível obter a distribuição espacial do objeto irradiado através das diferenças entre os coeficientes de atenuação

linear da maioria dos tecidos que compõe o corpo humano, embora quase todos os tecidos moles sejam compostos basicamente de água. Pode-se quantificar o valor de atenuação dos tecidos através dos *pixels* da imagem, na escala *Hounsfield* (HU), a Equação 1 apresenta o número de CT para um tecido T, com coeficiente de atenuação linear μ_T .

$$\text{Número de CT} = \frac{[\mu_T(E_{Ef}) - \mu_{\text{água}}(E_{Ef})]}{\mu_{\text{água}}(E_{Ef})} \cdot 1000 \quad (1)$$

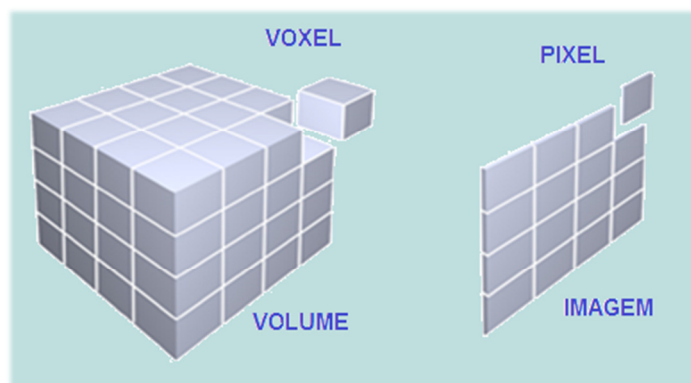
onde E_{Ef} é a energia efetiva num feixe monocromático com a mesma camada semi-redutora (CSR) do feixe policromático.

Na escala de número de CT, a água e o ar possuem valores fixos, por definição, iguais a 0 e -1000 HU, respectivamente. Independente do espectro de energias de feixes utilizado os valores da água e do ar são constantes. Porém, para qualquer outro material, o número de CT correspondente é dependente do espectro do feixe de raios X. Por este motivo, deve-se determinar a técnica radiográfica mais adequada para cada tipo de exame, que depende dos tecidos que o compõe o órgão ou região do corpo a ser examinada (EISBERG, 1979).

2.4.4 Reconstrução da imagem.

As imagens tomográficas são reconstruídas através de um grande número de aquisições e em várias posições do sistema tubo-detector em relação ao objeto analisado. Após as aquisições um algoritmo de reconstrução é usado para se obter uma matriz. Cada elemento dessa matriz recebe um valor numérico correspondente ao número de CT, denominado pixel. O conjunto de vários elementos é denominado de *voxel*. Cada *voxel* é representado em uma matriz bidimensional pelo menor elemento (pixel), e sua altura é a mesma da espessura de corte (Figura 7) (MOURÃO, 2015).

Figura 7. Transformação de uma fatia de volume para a geração de imagem digital.



Fonte: MOURÃO, 2015.

Quando o feixe de raios X atravessa o objeto a ser analisado, parte do feixe é absorvido e o feixe transmitido atinge os detectores, que geram um sinal elétrico que é convertido em sinal digital. Após aquisição de um grande número de medições, em angulações diversas, num sistema computacional, realiza-se o tratamento dessas informações para determinar a parcela do feixe que foi absorvido por cada fatia irradiada (pequenas unidades de volume, *voxel*) (DANCE, 2014). Determinado o valor da atenuação em cada unidade de volume, o próximo passo é a construção digital que representa a fatia irradiada. Sendo assim cada unidade de volume que apresentar o coeficiente de atenuação linear maior absorverá uma maior parcela do feixe de raios X e apresentará tons mais claros da imagem e os que possuem contrário menor valor de coeficiente de atenuação linear absorverão uma menor parcela do feixe de raios X e apresentará tons mais escuros. Enfim os valores numéricos de cada *voxel* por meio de algoritmos para os cálculos matemáticos permitem determinar a atenuação do feixe de cada *voxel* e converter os dados em imagens que variam do branco ao preto determinando intervalos de tons de cinza.

O campo de observação (FOV) é definido como sendo o produto do tamanho do pixel e o tamanho da matriz de reconstrução. O tamanho do pixel é determinado pela razão entre o FOV e a matriz de reconstrução (CALZADO *et al.*, 2010).

2.4.5 Evolução da imagem de TC.

A evolução da resolução das imagens de TC partiu de uma imagem de 80 x 80 pixels nos primeiros equipamentos para imagens de 512 x 512 pixels na década de 80. Uma imagem de 512 x 512 pixels representando uma área de 50 x 50 cm² faz com que cada

pixel tenha o tamanho de $0,98 \times 0,98 \text{ mm}^2$. Esta resolução é considerada satisfatória para a maioria das aplicações diagnósticas da tomografia. Em casos especiais, como a observação de modificações no tecido pulmonar, utilizam-se a alta resolução, com imagens de 1024×1024 pixels (DANCE, 2014).

A qualidade das imagens origina-se da tecnologia dos tomógrafos e suas aplicações diagnósticas. Depende principalmente da qualidade do feixe de raios X, dos detectores, da velocidade de aquisição dos dados, da velocidade de produção das imagens, dos filtros selecionados, das janelas utilizadas, da velocidade de rotação do tubo e, conseqüentemente da velocidade das medições e de programas computacionais de reconstrução das imagens (DANCE, 2014; MOURÃO, 2015).

Para que o processo de obtenção das imagens seja otimizado, é necessário que o objeto fique imóvel durante todo o tempo de aquisição dos dados. A sucessiva coleta de dados dos algoritmos computacionais possibilita a obtenção dos valores de atenuação promovida por cada *voxel* de maneira segura minimizando os ruídos e artefatos (DANCE, 2014).

2.4.6 Parâmetros utilizados em protocolos.

Os protocolos na realização dos exames devem ser adaptados às condições técnicas dos equipamentos que se utiliza. A definição dos parâmetros de uma dada aquisição está diretamente associada ao diagnóstico desejado, depende do fabricante, do modelo do equipamento e do tipo de aquisição (axial, helicoidal ou helicoidal multicorte) (MOURÃO, 2015). Os protocolos são programas opcionais que se encontram disponíveis no controle dos equipamentos e que definem a maioria dos parâmetros de uma dada varredura. Estes protocolos estabelecem a tensão do tubo (kV), a carga (mAs), a colimação do feixe, a velocidade da mesa e o *pitch*, sendo esses os principais parâmetros que determinam a dose no paciente. Modificações realizadas nesses parâmetros influenciam diretamente na dose do paciente e na qualidade da imagem (AAPM, 2008; SMITH, 2007).

A aquisição inicia-se com a geração de um topograma (*scout*) antes do exame, que é frequentemente gerado por uma exposição AP, ou lateral, dependendo do objetivo da varredura, com o intuito de melhor conferir o posicionamento e dimensões do paciente.

Os demais parâmetros, como espessura do corte, distância entre os eixos de corte, filtro, FOV, valor de alta tensão, valor de corrente, tempo de rotação do tubo, serão definidos de acordo com o protocolo escolhido no painel do equipamento para a aquisição. O número de protocolos disponíveis é variável e a geração de novos protocolos é sempre possível.

2.4.7 Fator de passo (*pitch*).

Com a introdução do protocolo de exames em tomografia helicoidal surgiu a definição do fator de passo (*pitch*). O fator de passo é um componente importante definido como a razão entre o movimento da mesa por rotação do tubo e a espessura total nominal do feixe dado pela Equação 2.

$$p = \frac{l}{NT} \quad (2)$$

onde l é a distância percorrida pela mesa em rotação helicoidal ou entre varreduras consecutivas axiais; N é o número de cortes tomográficos e T é a espessura de corte nominal.

2.5 Dose de Radiação em TC

Em 1998, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) advertiu que as doses em TC estavam elevadas, considerando o avanço tecnológico da TC e alta qualidade de diagnóstico, a frequência de sua utilização era propensa a aumentar. Publicações da ICRP (*Publicações 87 e 102*) fornecem recomendações de dose para pacientes e estimula o interesse na gestão de dose do paciente. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) tem priorizado a avaliação da prática atual, identificando lacunas na justificação e otimização, fornecendo orientações e melhoria da prática. Os esforços e ações realizadas por estas duas organizações internacionais têm contribuído para um melhor conhecimento e melhoria da proteção do paciente em TC em muitos países (REHANI, 2012).

A exposição à radiação ionizante na medicina é complexa. Os programas de proteção radiológica estão voltados quase que exclusivamente na redução das doses em

pacientes. As altas doses em pacientes podem ser reduzidas, porém podem causar imagens que dificultam ou anulam o diagnóstico. Por isso, um controle em relação às doses baixas deve ser revisto, mais do que a dose correta ou necessária, por interferir diretamente na análise de um diagnóstico.

A otimização na aquisição de imagens médicas utilizando a radiação é a principal tentativa de reduzir a dose de radiação em exames clínicos. Isso pode ser feito com o controle da qualidade dos equipamentos e com a indicação correta dos parâmetros utilizados nos para cada exame de diagnóstico. O pouco conhecimento dos profissionais médicos em questões de proteção radiológica e segurança é uma realidade, mesmo em países desenvolvidos. A regulamentação do uso da radiação em procedimentos médicos é muito desigual em todo o mundo. Assim, existe a necessidade constante de revisar e atualizar todas as políticas e procedimentos de proteção radiológica nesta área (HOLMBERG, 2010).

Durante os procedimentos radiológicos a mama e demais órgãos radiosensíveis superficiais são irradiados desnecessariamente. Isto leva à necessidade de criar estratégias adequadas para otimizar e reduzir a dose devido à TC. A otimização da dose de radiação é uma questão importante, o benefício para um paciente de um diagnóstico preciso deve ser sempre equilibrado com o risco de radiação. Nenhum estudo científico tem uma ligação direta entre o câncer e a radiação da TC (YILMAZ 2007).

A utilização de blindagens de bismuto para a redução da dose absorvida na mama, em exames de TC de tórax, tem sido motivo de estudos e relevantes trabalhos publicados. Vários pesquisadores vêm estudando métodos para reduzir as doses dos pacientes durante os exames de TC, como exemplo, HOOPER et al. (1997), avaliaram as doses na mama, nos olhos e testículos, usando protetor de bismuto em exames de tórax de TC, obtendo uma redução média da dose de respectivamente, 57 %, 40 % e 51 %. YILMAZ et al. (2007), avaliaram as doses superficiais na mama em 50 mulheres em exame de tórax de TC obtendo uma redução da dose de 40,5 % e o mesmo estudo utilizando um fantoma, com redução da dose de 17,3 %. HULTEN et al. (2013) analisaram a qualidade da imagem com a blindagem de bismuto em exames de angiotomografia coronária e sugeriram um estudo mais aprofundado. WANG et al. (2011) avaliaram a redução da dose e a qualidade da imagem considerando a blindagem

de bismuto com a variação da corrente do tubo do TC. EINSTEIN et al. (2012) documentaram sobre a blindagem de bismuto na redução da dose na mama e nos órgãos adjacentes, porém consideraram que o impacto na qualidade da imagem deve ser estudado. McCOLLOUGH et al. (2012), explanaram claramente a desvantagem do uso da blindagem do bismuto como técnica de redução de doses em exames de TC.

Diferentemente dos descritores de dose em radiologia diagnóstica a dose nos órgãos em tomografia computadorizada não pode ser medida diretamente, por isso, foram propostos descritores de dose específicos que procuram avaliar as práticas em TC que serão detalhados neste capítulo. Por várias razões é importante termos a informação das doses recebidas pelos pacientes durante as varreduras em tomografia (ROTHENBERG et al., 1992).

Objetivando reforçar o princípio da otimização, o conceito de nível de referência de diagnóstico (NRD) foi introduzido em diversos países para controlar procedimentos de otimização utilizados nesta técnica e garantir que a exposição seja mantida em um nível tão baixo quanto possível. Em 1996 os NRD foram propostos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission Radiological Protection*), desde então as doses recebidas pelos pacientes em TC começaram a ser investigadas (ICRP, 2007).

2.5.1 Grandezas dosimétricas em TC

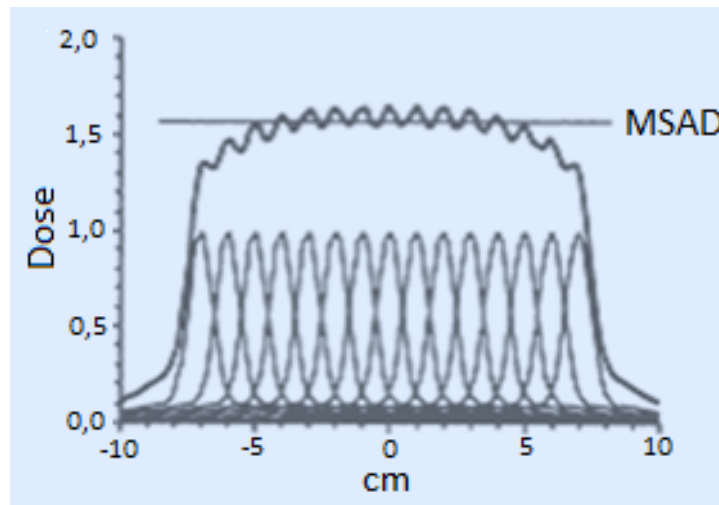
As grandezas dosimétricas são utilizadas para estimar e minimizar a dose no paciente, por isto, foram sugeridas duas grandezas, o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI, *Computed Tomography Dose Index*) e a dose média em múltiplos cortes (MSAD, *Multiple Scan Average Dose*) (SHOPE et al., 1981).

O MSAD (Figura 8) é uma grandeza aplicada nos testes de controle de qualidade em TC, e representa a dose média em um corte no centro da câmara de ionização tipo lápis, relativa a uma série de cortes tomográficos, determinada pela Equação 3 (IAEA TRS457, 2007; BRASIL, 1998).

$$MSAD = \frac{1}{d} \int_{-\frac{d}{2}}^{+\frac{d}{2}} D_{N,d}(z) dz \quad (3)$$

onde d é o incremento da mesa e $D_{N,d}(z)$ é a dose decorrente de N cortes em função da sua posição.

Figura 8. Perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de intervalo entre cortes.



Fonte: TACK, 2007.

Segundo Jucius et al. (1977), a exposição média do corte central de uma série de cortes é equivalente à medida da exposição multiplicada pela espessura de corte único – razão entre a leitura dada pela câmara de ionização e o incremento da mesa. Sendo assim, foi possível confirmar a medição do MSAD com apenas um corte; esta grandeza dosimétrica foi denominada de CTDI, Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (JESSEN et al., 1999).

A *International Atomic Energy Agency* (IAEA TRS457, 2007), adotou novas definições para as grandezas dosimétricas expressas em termos do *kerma* (*kinetic energy released per unit mass*). O índice de *kerma* no ar ($C_{a,100}$) medido livre no ar, para uma rotação do tubo de raios X é definido como o quociente da integral do *kerma* no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo considerando o comprimento de 100 mm e T a espessura nominal do corte. A faixa de integração está posicionada

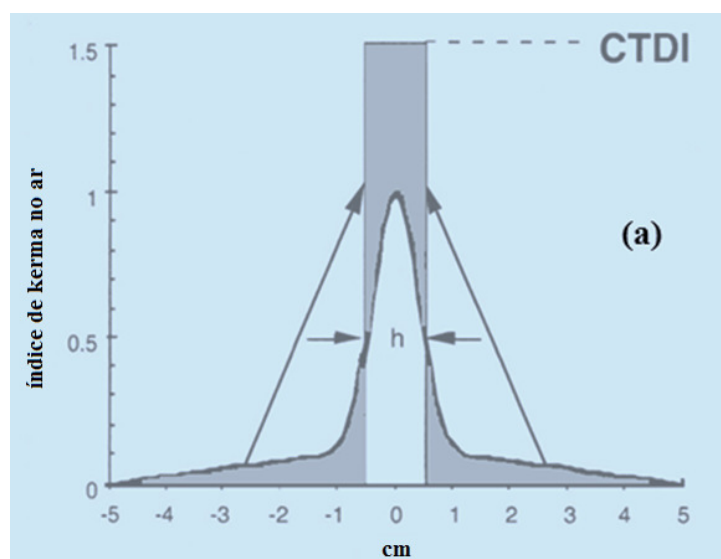
simetricamente sobre o volume irradiado. Nos equipamentos *multi-slice* o $C_{a,100}$ é definido pelo produto NT que corresponde a colimação total utilizada numa única rotação do *gantry* representada na Equação 4.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} k(z) dz \quad (4)$$

O $C_{a,100}$ é medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis de comprimento de 100 mm, devidamente calibrado e expresso em termos de *kerma* no ar (mGy), para as medições com simuladores PMMA a notação referida é $C_{PMMA, 100}$.

A intensidade do feixe de raios X pode ser representada graficamente ao se definir o eixo longitudinal do paciente como eixo z . A área escura do gráfico representa o *kerma* no ar recebido pelos tecidos exteriores à seção nominal do corte devido à combinação da divergência do feixe, a penumbra e a radiação espalhada. Portanto, quando seções adjacentes são escaneadas, o *kerma* no ar em qualquer seção é aumentado pela contribuição das outras seções. A magnitude desse aumento depende do número de cortes, da separação ou intervalo entre os cortes e das características particulares do perfil do índice de *kerma* no ar de um único corte. A Figura 9 apresenta o perfil do índice de *kerma* no ar para um único corte com espessura nominal de 10 mm.

Figura 9. Perfil do índice de *kerma* no ar para um único corte (aquisição axial) com espessura nominal igual a 10 mm.



Fonte: TACK, 2007.

O índice de *kerma* no ar ponderado (C_W) tem por finalidade medir o índice de *kerma* no ar dentro de objetos simuladores. As medidas são realizadas através do posicionamento da câmara de ionização tipo lápis nos orifícios central (c) e periférico (p) de um objeto simulador. Assim, obtêm-se os valores do $C_{100,c}$ e do $C_{100,p}$ que permite o cálculo do C_W . Como o *kerma* no ar decresce linearmente desde a superfície até o centro do simulador, o valor do *kerma* no ar médio para um só corte é aproximadamente igual ao C_W dado pela Equação 5:

$$C_W = \frac{1}{3} C_{100,c} + \frac{2}{3} \text{Média} (C_{100,p}) \quad (5)$$

sendo que o $C_{100,c}$ é medido no centro do simulador e o $C_{100,p}$ é medido nas quatro posições em torno do simulador de PMMA.

Como o C_W não considera o deslocamento da mesa (fator de passo) definiu-se o índice de *kerma* no ar volumétrico (C_{vol}), que fornece uma média de volume que leva em conta o protocolo específico e o *pitch* em aquisições helicoidais. Para medidas sequenciais o C_{vol} é apresentado na Equação 6.

$$C_{vol} = \frac{C_{100,w} \cdot T}{d} \quad (6)$$

onde d é o deslocamento da mesa e T a espessura do corte.

Nas medidas de TC helicoidal e multicortes o C_{vol} é obtido pela Equação 7.

$$C_{vol} = \frac{C_{100,w}}{p} \quad (7)$$

onde o fator de passo p , é dado pela razão do deslocamento da mesa durante uma rotação de 360° do tubo pela espessura irradiada do corte. Deste modo o C_{vol} normaliza o valor de C_W para um determinado valor de *pitch* ou espaçamento entre cortes.

O produto *kerma* no ar - comprimento, P_{KL} , antigo DLP (*Dose Length Product*), representa o *kerma* no ar integrado para um exame completo, isto é, quando uma determinada extensão do corpo é irradiada (Gy.cm). É calculado através da Equação 8, onde o índice j representa cada sequência ou série de varreduras helicoidais de toda a

área irradiada durante a obtenção da imagem tomográfica, l_j é a distância varrida do paciente, e P_{It} é a carga do tubo para uma única varredura axial.

$$P_{KL,TC} = \sum n C_{vol} j l_j P_{It} \quad (8)$$

A radiosensibilidade de um tecido ou órgão varia de acordo com sua atividade mitótica, seu grau de especialização etc. De modo a estimar o risco biológico causado pelas radiações ionizantes no ser humano, a ICRU definiu a grandeza dose efetiva (E), como o somatório das doses equivalentes ponderadas para cada tecido ou órgão em função de um fator de detrimento (W_T), que indica não só a sensibilidade às radiações, como a facilidade do tratamento de patologias radioinduzidas nestes locais, o tempo de vida perdido devido à irradiação e a probabilidade do aparecimento de efeitos genéticos graves (LACERDA, 2007; ICRP, 2007, ICRU, 1998; ICRP, 2006).

A dose efetiva tem sido utilizada como indicador de risco para pacientes em radiologia diagnóstica (MAZONAKIS et al., 2004). Segundo definição da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 2006), o uso da dose efetiva para avaliação da dose de pacientes tem importantes limitações que devem ser levadas em consideração. A dose efetiva compara as doses de diferentes procedimentos diagnósticos e compara também o uso de tecnologias e procedimentos similares em diferentes tecnologias para o mesmo tipo de exame médico. Entretanto, para planejar a exposição de pacientes e avaliar risco pelo benefício, a dose equivalente nos órgãos irradiados é a grandeza mais relevante. Este é especialmente o caso quando se pretende estimar o risco. As medidas experimentais nos órgãos em objetos simuladores é o método mais direto para obter a dose em pacientes de TC (HUDA, 2000). A dose efetiva tem como nomenclatura a dose efetiva normalizada (E_n), por compreender que esta designação adequa-se ao objetivo proposto no uso do coeficiente Q (Equação 9).

$$E_n \approx Q \cdot P_{KL,TC} \quad (9)$$

A dose efetiva inclui fatores de ponderação que são derivados a partir de considerações radiobiológicas. A dose efetiva não é apropriada para a avaliação da dose de radiação de um paciente individual porque os fatores de ponderação não são pertinentes para um paciente específico. Valores de doses efetivas calculadas, pela NRPB (*National*

Radiological Protection Board), foram comparadas com valores do $P_{KL,TC}$ para determinar o coeficiente Q , onde esses valores são dependentes somente da região irradiada. O fator Q é o coeficiente específico para cada órgão ou região, e calculado através de modelagem matemática utilizando simuladores antropomórficos (TACK, 2007; SHRIMPTON, 2005). A simulação mais utilizada é a de Monte Carlo. Os valores sugeridos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores de Q utilizados no cálculo da dose efetiva normalizada por $P_{KL,TC}$ para várias regiões do corpo em adultos.

Região	Shrimpton (2007)	Itália (2006)	EUR16262 (1999)	Alemanha (2002)	EUA (2004)
Cabeça e pescoço	0,0031	-	-	0,0038	-
Cabeça	0,0021	0,0024	0,0023	0,0028	0,0023
Pescoço	0,0059	0,0052	0,0054	0,0061	-
Tórax	0,0140	0,0163	0,0170	0,0016	0,0190
Abdome e Pelve	0,0150	0,0149	0,0150	0,0186	0,0170
Coluna Lombar	-	0,0166	-	0,0185	-
Pelve	-	0,0175	0,0190	0,0185	0,0170
Tronco	0,0150	-	-	0,0177	-

Fonte: TACK, 2007; SHRIMPTON, 2004.

2.5.2 Técnicas dosimétricas em tomografia computadorizada

A dosimetria é um estudo quantitativo dos efeitos provocados pelas radiações ionizantes no meio. As radiações ionizantes interagem com o meio dependendo da sua composição e da energia da radiação. Por esse motivo se torna importante conhecer as características do feixe de radiação incidente e a energia depositada por este feixe em um determinado material.

Recomenda-se o uso das qualidades de radiação padrão quando a dependência energética da resposta de um dosímetro for estudada (ICRU, 2006; IAEA TRS457, 2007). As qualidades introduzidas pela IEC, como RQT8, RQT9 e RQT10 simulam as qualidades de radiação utilizadas em diferentes situações de medidas e determinam as características das aplicações de TC. A dependência energética deve ser conhecida para

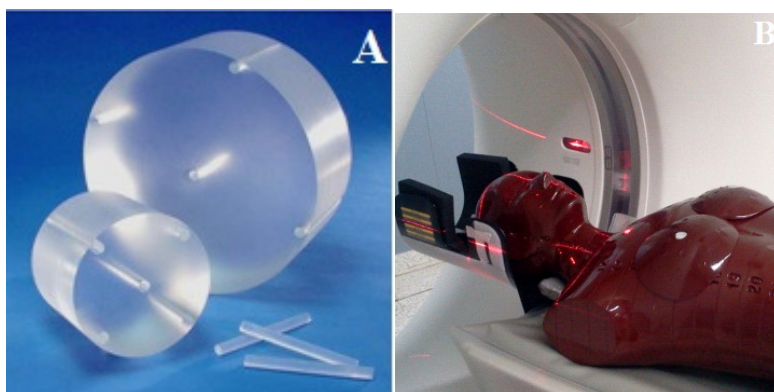
o cálculo do coeficiente de calibração das diferentes qualidades e para avaliar o resultado sobre a incerteza das medidas (IEC, 2005).

2.5.3 Simuladores físicos.

O *kerma* no ar nos equipamentos de TC deve ser medido nos simuladores em diferentes posições e com simuladores de diferentes tamanhos representando de uma forma realista a geometria do paciente (Figura 10). Com esse objetivo, o simulador de Índice de *kerma* no ar da TC ($C_{a,100}$) é utilizado para os testes de dosimetria. Os simuladores físicos existentes atualmente são feitos de acrílico ou plástico cujas propriedades em termos de radiação são equivalentes a água. Para avaliação do $C_{a,100}$ são utilizados dois simuladores um de cabeça e o outro de tronco, fabricados em polimetilmetacrilato (PMMA), ambos com 15 cm de comprimento e 16 cm e 32 cm de diâmetro, respectivamente. Possuem um orifício central e quatro periféricos de 10 mm de diâmetro para a colocação de uma câmara de ionização do tipo lápis. Também se pode medir o perfil de *kerma* no ar na direção z, utilizando, por exemplo, dosímetros termoluminescentes ou filmes radiocrômicos (KALENDER, 2006).

O simulador antropomórfico mais utilizado na realização de medidas de dose em órgãos é o *Alderson Rando Phantom®*, tendo a versão masculina e a feminina (com uma grande variação de tamanhos de mama). Esse objeto simulador consiste de um esqueleto humano envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalente ao tecido mole, composto de 8,8 % de hidrogênio, 66,8 % de carbono, 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de 1g/cm^3 . O tecido pulmonar é composto de 5,7 % de hidrogênio, 74 % de carbono, 2 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,32\text{g/cm}^3$. O tronco e a cabeça estão estruturados em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, totalizando 31 fatias para a versão feminina e 33 fatias para a masculina. Nestas fatias encontram-se um total de 1.100 orifícios cilíndricos de 7 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros TL (CASTRO, 2005).

Figura 10. (A) Simuladores específicos de TC com cilindros de diâmetros de 16 e 32 cm. (B) Simulador antropomórfico de corpo humano feminino Alderson Rando Phantom®



Fonte: Acervo próprio, 2015.

2.5.4 Câmara de ionização.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás. É considerado um instrumento preciso para medições de taxas de *kerma* no ar e da dose absorvida. O sinal medido é resultado da coleta de todos os íons primários, gerados pela radiação incidente, devido a uma diferença de potencial aplicada. O tipo de radiação, sua intensidade, sua variação no espaço e no tempo, são fatores que determinam os vários tipos de detectores. Esta câmara possui um eletrodo coletor central e uma parede de material apropriado que delimita uma cavidade preenchida por um gás. Os detectores que se baseiam na ionização de um gás são construídos levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no volume sensível do detector. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa ou ambiente.

As câmaras de ionização tipo lápis são câmaras confeccionadas para utilização em feixes de radiação de tomografia computadorizada para a medição de dose com a câmara posicionada em simuladores de cabeça e tronco, e também para medições de *kerma* no ar. São câmaras cilíndricas, não seladas com dimensões de 10 a 15 cm de comprimento, sendo sua principal característica apresentar uma resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, pois sua utilização nos equipamentos de TC exige uma geometria de irradiação específica devido ao movimento de rotação do tubo de raios X (MAIA, 2005; YOSHIKUMI, 2010).

2.5.5 Dosímetros termoluminescentes.

Dentre os vários fenômenos que ocorrem a partir da interação das radiações com a matéria, a luminescência, observada em alguns cristais, é largamente utilizada como técnica para a medição das radiações ionizantes. A dosimetria das radiações ionizantes é feita a partir dos sinais gerados por diferentes fenômenos que ocorrem nas interações das radiações com a matéria. Os sinais obtidos em um dado sistema de medição podem ser calibrados e convertidos em uma grandeza que indicará a quantidade de radiação recebida pelo indivíduo. Nos cristais luminescentes a radiação interage com a estrutura cristalina do detector, alterando a energia de elétrons da estrutura atômica que assumem níveis mais altos de energia e migram da banda de valência para a banda de condução, gerando buracos na banda de valência. Os elétrons percorrem a banda de condução e, eventualmente, perdem energia e são aprisionados em armadilhas que são estados intermediários de energia entre essas duas bandas e configuram um poço de potencial. Processos semelhantes ocorrem com os buracos que também ficam presos em armadilhas da estrutura cristalina. A energia é fornecida por meio do aquecimento do cristal com energia suficiente para que os elétrons e buracos aprisionados escapem, ocorre então o fenômeno da termoluminescência. Estes elétrons, por meio de vários processos, vão se recombinar em centros de luminescência, essencialmente defeitos na estrutura cristalina, os quais passam por um estado excitado e em seguida perdem a energia de excitação emitindo fótons de luz visível. A quantidade de fótons emitida está relacionada à quantidade de cargas armadilhadas, que por sua vez, relaciona-se à quantidade de radiação ionizante recebida pelo detector (FERREIRA, 1996, EUR 19604 EN, 1997).

2.5.6 Filmes radiocrômicos.

Os filmes radiocrômicos são películas compostas por polímeros com um aditivo sensível à radiação ionizante. São feitos de nylon, polivinil, poliestireno e outros compostos poliméricos com uma porcentagem de corante cromóforo cuja cor é modificada pela radiação (SILVA, 2000). São fabricados pela ASHLAND modelo GAFCHROMIC XR-CT. A imagem original é estável até a temperatura de 60 °C. A mudança de coloração desse filme não exige nenhum tratamento térmico, ótico ou químico. A imagem é formada pelo processo de polimerização em que a energia é

transferida de um fóton à parte receptiva da molécula do filme, iniciando a alteração da cor. Este tipo de filme possui duas camadas de sensores dispersos revestido uniformemente em ambos os lados com uma base de poliéster. A película laranja responde à luz ultravioleta e radiação ionizante, tornando-se alguns tons mais escuros. A camada transparente sensível às radiações e contém microcristais de um monômero disperso em uma camada gelatinosa, que quando irradiado, ocorre o escurecimento do polímero conforme aumenta a dose. As modificações das cores dos filmes radiocrômicos são medidas em uma banda espectral estreita de comprimento de onda, geralmente em escâners. O GAFCHROMIC XR-CT é projetado para medir a dose absorvida de fótons de baixa energia, com uma faixa de tensão entre 20 a 200 kV, que responde uma faixa de dose entre 1 a 500 mGy, produz uma densidade óptica instantânea e é indicado para testes em TC (AAPM, 1998).

2.5.7 Calibração dos dosímetros e incertezas associadas

Em toda prática de medição, é necessária a utilização de equipamentos detectores metrologicamente confiáveis e devidamente calibrados. Define-se calibração como sendo o conjunto de operações que estabelece a relação entre os valores representados por uma medida de um material de referência e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões (INMETRO, 2007). A dosimetria fundamenta-se em instrumentos calibrados, com uma incerteza expandida, menor que 7 % para as medições da dose (fator de abrangência, $k = 2$), que é necessária para o controle de qualidade e da otimização (ICRU, 2006; IAEA TRS457, 2007). A ICRU afirma que para a calibração de um dosímetro, sua incerteza expandida não deve ultrapassar 5 %. A *International Electrotechnical Commission* (IEC) é uma comissão que dentre outras atribuições especifica o desempenho e requisitos relacionados à construção de dosímetros diagnósticos utilizados para medidas do *kerma* no ar integrado em campos de radiação usados em TC (IEC, 1997). A IEC determina os campos de radiação a que devem ser submetidos os dosímetros para a calibração em radiologia diagnóstica com o objetivo da caracterização do feixe em termos do equipamento que se deseja calibrar (IEC, 2005).

No procedimento de calibração, a norma da IEC determina que a calibração da câmara de ionização do tipo lápis deve ser realizada com 50 % do comprimento ativo da câmara e que a uniformidade da resposta ao longo do eixo deve ser testada (IEC, 1997). No

Código Internacional de Conduta para Dosimetria em Radiologia Diagnóstica é proposto uma calibração com o feixe de largura de 20 a 50 mm e uma altura duas vezes o diâmetro da câmara (IAEA TRS457, 2007).

A avaliação das incertezas associadas a uma grandeza medida por um dosímetro é caracterizada pelas incertezas do tipo A, tendo como base parâmetros estatísticos; do tipo B, tendo como base parâmetros não estatísticos, tais como, informações anteriores, certificado de calibração, especificações dos instrumentos, manuais técnicos, dentre outras bases. A incerteza expandida é estimada por uma equação que reflete a ação combinada das várias fontes de incertezas consideradas (INMETRO, 2003).

Capítulo 3

MAPEAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO BRASIL

Neste capítulo foi realizado o estudo da distribuição de tomógrafos e da oferta da TC no Brasil, no período de 2010 a 2015 (BRASIL, 2002; BRASIL, 2006). O cálculo da distribuição de tomógrafos foi determinado por meio da taxa de utilização calculada pelo número de exames por mil habitantes. Considera-se a população total da região na área de cobertura máxima de um tomógrafo num raio de 75 km. Realizou-se também A comparação dos dados nacionais de publicações estatísticas oficiais referentes ao número de equipamentos de TC existentes e a quantidade de exames em relação a alguns países.

Atualmente, a TC é o principal método de diagnóstico por imagem, caracterizada pelo crescente número de equipamentos instalados em todo o mundo. Entretanto, a expansão desta modalidade diagnóstica faz com que os exames por TC geram doses relativamente altas nos pacientes promovendo um impacto considerável na exposição da população em geral (GOLDMAN, 2007). Em 2008 uma publicação da *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*, UNSCEAR, menciona que 43 % da dose de radiação coletiva total mundial são provenientes da TC (UNSCEAR, 2010). Por esse motivo esforços tem sido feitos pela comunidade científica para definição de estratégias de minimização destas doses.

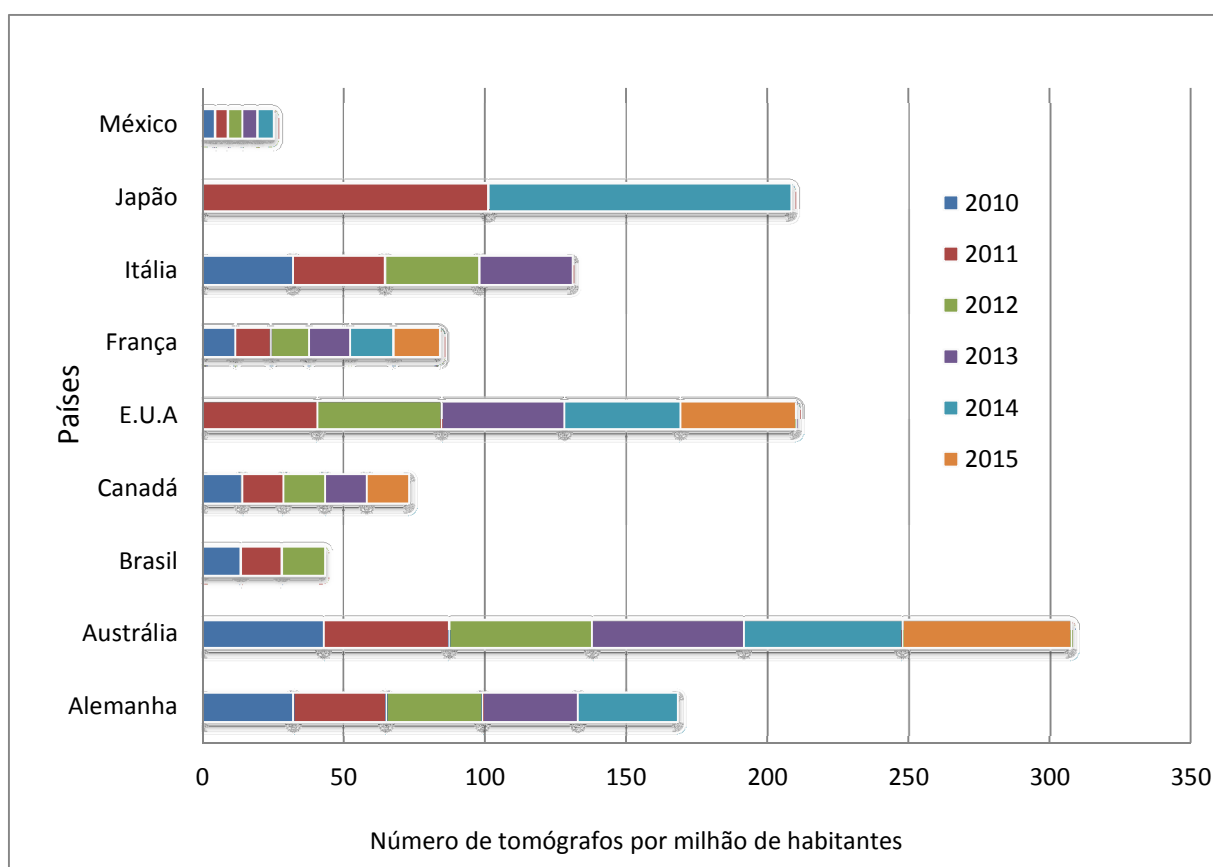
3.1 Enquadramento no contexto internacional

O Japão é o país com maior número de equipamentos de TC no mundo, entre os anos de 2005 e 2011, o número de equipamentos de TC no Japão aumentou em 47% (8789-12945), e foram observados resultados semelhantes em termos de sua utilização (MASATOSHI et al., 2015). Nos EUA em 2006 foram realizados aproximadamente 62 milhões de exames de TC, e em 2014, o número de exames ultrapassou 81 milhões (UNSCEAR, 2010; SODICKSON, 2009). Segundo artigo publicado pelo INCA (2014), 40 % dos exames tomográficos realizados nos Estados Unidos são desnecessários e aproximadamente 29 mil novos casos de câncer são esperados em decorrência da

realização de 72 milhões de varreduras de TC. Na Inglaterra foram realizados no período de um ano aproximadamente 2 milhões de exames de TC, representando cerca de 9 % de todos os exames radiológicos efetuados no país. Mesmo que as doses individuais de cada exame sejam pequenas, quando multiplicadas pelo número de exames realizados, a relação de benefícios e riscos aponta para um aumento do risco potencial futuro na saúde dessa população exposta indevidamente. Isso se deve ao número de exames solicitados inadequadamente (INCA, 2014).

O aumento do número de equipamentos de TC no parque tecnológico nacional acompanha a tendência mundial (Figura 11). A disponibilidade de equipamentos de TC no Brasil está na média dos países selecionados para comparação da OECD (2016). Outros estudos devem ser realizados considerando sua distribuição geográfica e a evolução tecnológica dos equipamentos TC.

Figura 11. Distribuição dos equipamentos de TC em alguns países do mundo por milhão de habitantes nos anos 2010 a 2015.



Fonte: Adaptado pelos autores com base em dados da OCDE Health Data 2015; <http://stats.oecd.org/>, acessado em agosto/2016)

No cenário mundial de oferta de equipamentos de TC entre 2010 e 2015 (Tabela 2), o Brasil ocupa a 16ª posição tendo um índice de 15,34 equipamentos de tomografia computadorizada por milhão de habitantes. Enquanto o Japão se encontra na primeira posição com um índice 107,12 equipamentos de TC por milhão de habitantes em 2014 (MASATOSHI et al., 2015), e a Austrália que é um distante segundo lugar, com um índice de 56,09 equipamentos de TC por milhão de habitantes, no mesmo ano (UNSCEAR, 2010; OECD, 2016).

Tabela 2. Distribuição dos equipamentos por milhão de habitantes – 2010 a 2015.

Ano	Alemanha	Austrália	Brasil	Canadá	EUA	França	Itália	Japão	México
2010	32,32	43,07	13,73	14,23	—*	11,82	32,17	—*	4,69
2011	32,86	44,32	14,49	14,62	40,87	12,53	32,62	101,28	4,52
2012	34,01	50,51	15,34	14,68	43,83	13,49	33,29	—*	5,1
2013	33,72	53,68	—*	14,73	43,43	14,5	33,1	—*	5,32
2014	35,34	56,09	—*	—*	40,97	15,33	—*	107,12	5,92
2015	—*	59,64	19,58	15,01	40,94	16,61	—*	—*	—*

Fonte: Adaptado pelos autores com base em dados da OCDE Health Data 2015; <http://stats.oecd.org/>, acessado em agosto/2016)

O mesmo vem ocorrendo com o aumento significativo do número de exames de TC no Brasil. Analisando os dados da Tabela 3, adaptada para 2014, é possível comparar a média brasileira de exames de TC realizados para cada mil habitantes com outros países publicados nas estatísticas da OECD. Observa-se que os EUA realizam 13,37 vezes mais tomografias que o Brasil. Identifica-se que desde 2009 os países desenvolvidos já produziam em média mais de 100 tomografias para cada mil habitantes. A Estônia em 2009 produziu 152,7 para cada mil habitantes e triplicou este valor em 2014. O Brasil produzia em média 8,8 tomografias para cada mil habitantes em 2009, até 2014 praticamente dobrou o número de exames (OECD, 2016).

Tabela 3. Número de exames realizados de tomografia por mil habitantes em alguns países da OCDE, em 2009 e 2014.

Países	2009	2014
Brasil	8,8	19,05
Austrália	91,5	115,2
Coréia do Sul	92,6	145,3
Dinamarca	91,5	141,9
Islândia	156,2	173,1
República Tcheca	87,5	95,8
Luxemburgo	189,6	292,1
Turquia	96,3	145
Canadá	122,2	131,5
Estônia	152,7	494,6
França	138,3	192,8
Israel	122,8	141,3
Estados Unidos	252,7	254,6

Fonte: Adaptado pelos autores com base em dados da OCDE Health Data 2012; <http://stats.oecd.org/>, acessado em 21/novembro/2015).

3.2 Enquadramento no contexto nacional

A Portaria 453/98 SVS/MS (BRASIL, 1998), é a legislação que regula o uso das práticas radiológicas em radiodiagnóstico buscando garantir a qualidade dos exames realizados, aumentando o grau de confiança dos diagnósticos, e promovendo a segurança radiológica e otimização. A Portaria GM/MS Nº 1101 (BRASIL, 2002), determina os parâmetros do número de TC e de tomografias por habitantes, recomendando-se dez equipamentos de TC por milhão de habitantes.

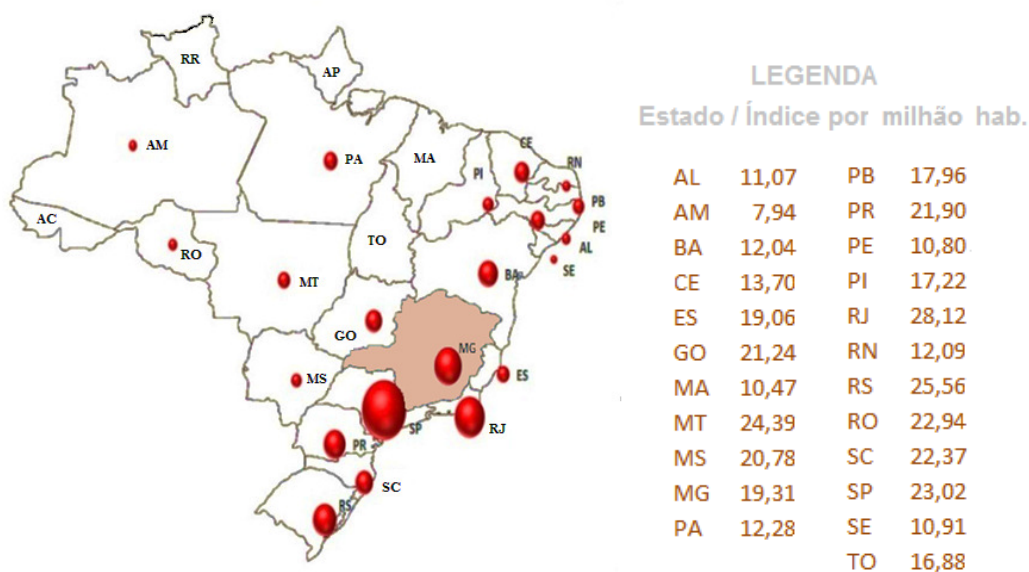
Em 2015 estima-se que existia um total de 3.924 equipamentos de TC em todo o território nacional, que correspondiam a uma média de 19,58 equipamentos de TC por milhão de habitantes. A quantidade de tomógrafos em uso no país representa um valor acima do recomendado pela legislação. As estatísticas disponíveis indicam a quantidade de equipamentos instalados em uso e os equipamentos obsoletos, mas não apresentam dados referentes ao nível de atualização tecnológica dos mesmos (BRASIL, 2015). Minas Gerais é um dos estados brasileiros com maior oferta de equipamentos de

diagnóstico em saúde. Em 2016 registrou um índice de 388 tomógrafos instalados. Ao considerar somente a quantidade de equipamentos instalados na rede privada de assistência à saúde no estado, esta quantia supera o parque de TC instalado em países como a França, a Austrália e o Reino Unido. A oferta de tomógrafos no sistema privado de Minas Gerais é em média de 12,5 para cada milhão de habitantes. No Reino Unido, considerando todo o sistema de saúde, público e privado, existem 8,91 tomógrafos para cada milhão de habitantes. Na França, a oferta é de 12,5, a mesma registrada apenas na oferta pelo serviço privado de Minas Gerais (IESS, 2014).

Para a análise da quantidade de tomógrafos e da produção de exames clínicos no Brasil e em outros países foi utilizado o levantamento feito pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) através da publicação Pesquisa de Assistência Médico-Sanitária, de dados disponibilizados pelo Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde (CNES) e segundo a Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico, OECD (IBGE, 2013; CNES, 2016; OECD, 2016). O levantamento prévio do número de tomógrafos no Brasil indicado por sua localização foi efetuado buscando informações dos dados do Ministério da Saúde (BRASIL, 2015). Na análise da distribuição geográfica dos tomógrafos considerou-se o número total de tomógrafos por região multiplicando este valor por 100 mil e dividindo o resultado pelo número da população de cada estado. Os resultados foram analisados por regiões segundo os critérios da Portaria do Ministério da Saúde GM/MS nº 1101/2002 (IESS, 2014).

Normalizando o número de TC à população por estado percebe-se um acréscimo quando comparadas com o número de TC em anos anteriores. O Rio de Janeiro apresenta o maior índice de 28,12 tomógrafos para cada milhão de habitantes. Este índice em São Paulo é 23,02 e no Amazonas é 7,94. A vice-liderança nacional deste indicador fica com Rio Grande do Sul, com 25,56 a cada milhão de habitantes. A Figura 12 apresenta a distribuição de equipamentos de TC para um grupo de milhões habitantes no Brasil em 2010. Nessa ilustração a área dos círculos é proporcional ao número de tomógrafos, e a legenda apresenta os índices corrigidos para o número de tomógrafos em relação ao número de habitantes por estado.

Figura 12. Distribuição de tomógrafos por milhão de habitantes nos estados brasileiros.

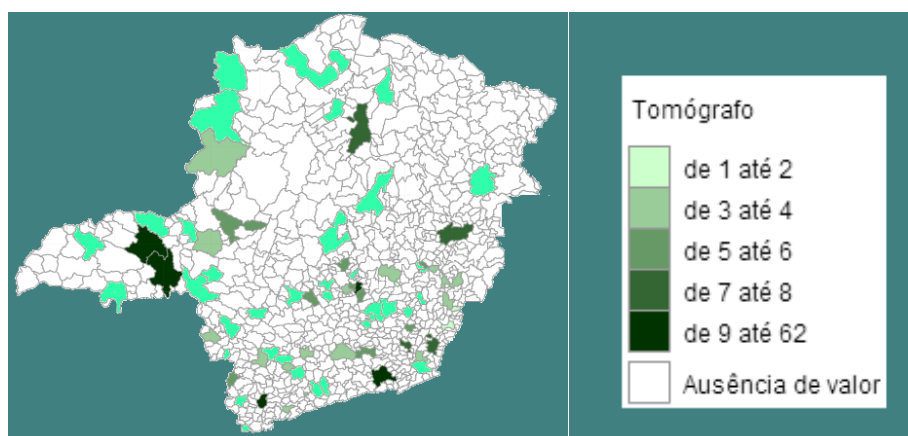


Fonte: Elaborado pelo autor com base no IBGE, 2010

Ausências e sobreposições podem ser encontradas na rede de oferta deste equipamento, com regiões apresentando excesso de oferta enquanto outras enfrentam escassez no atendimento à sua população. Nas regiões Sul e Sudeste percebem-se uma forte concentração na rede de oferta de tomógrafos. Dos 2.680 tomógrafos distribuídos no território nacional em 2010, 52,8% concentravam-se nas cidades de São Paulo e Rio de Janeiro, com um total de 1.413 unidades.

É evidente a inadequação entre oferta e demanda na distribuição de tomógrafos existentes no país. Existem municípios que possuem até 164 tomógrafos por milhão de habitantes, ou seja, 16 vezes superior ao parâmetro de disponibilização destes equipamentos. Isto demonstra a alta concentração de equipamentos em alguns municípios. Apesar da menor densidade demográfica nas regiões Centro-Oeste, Norte e Nordeste existem uma escassez na oferta de equipamentos. Em Minas Gerais a distribuição de tomógrafos em relação às regiões do estado não é equilibrada. Ao norte do estado 129 municípios possuem sua população totalmente fora da área de cobertura (Figura 13).

Figura 13. Distribuição de tomógrafos em Minas Gerais.



Fonte: IBGE, 2010

Grande parte dos procedimentos de diagnóstico no Brasil é realizada pelo Sistema Único de Saúde (SUS) e complementado pela prestação de serviços privados. A Tabela 4 apresenta o número de tomógrafos existentes para cada milhão de habitantes nas regiões brasileiras, nos anos de 2009 e 2015.

Tabela 4. Número de tomógrafos existentes para cada milhão de habitantes no Brasil

Média	Privado		Público (SUS)		Total	
	2009	2015	2009	2015	2009	2015
Norte	6,80	10,06	3,10	9,68	9,80	19,75
Nordeste	7,30	5,30	1,30	7,78	8,60	13,10
Sudeste	16,40	13,94	2,60	10,18	18,90	24,12
Sul	15,50	10,08	1,40	15,16	16,90	25,24
Centro-Oeste	15,10	10,11	2,90	9,82	18,10	19,93
Brasil	10,60	9,70	2,20	9,90	12,80	19,58

Fonte: SANTOS et al., 2009. Elaborado pela autora com base no DATASUS 2015

O cenário do parque tecnológico de TC aponta um ajuste positivo em relação aos procedimentos diagnósticos realizados pelo SUS nos últimos anos. Na região sul do Brasil, em 2009, o índice foi igual a 1,40 equipamentos para cada milhão de habitantes, em 2015 esse índice cresceu para 15,16 superando a atual necessidade. Em 2009 existiam 2.477 equipamentos de TC instalados no país, os quais correspondiam a uma

média de 12,80 equipamentos por milhão de habitantes. No final do ano de 2015 o número de equipamentos de TC instalados era de 3.791, representando um acréscimo de 53,05 % em relação ao ano de 2009, passando a média brasileira para 19,58 equipamentos por grupo de milhões de habitantes (OECD, 2016; BRASIL, 2015).

Os resultados sugerem maior concentração de equipamentos nas regiões Sudeste, Sul e Centro Oeste, nos setores privado e público, e um número de exames muito acima do recomendado, em todo o território nacional. E que, o número de tomógrafos atualmente em funcionamento no Brasil teria a capacidade para atender a uma população até 96% maior do que a população atual, sendo sua cobertura geográfica dentro do país em grande parte desconhecida.

3.3 Níveis de Referência de Diagnóstico em TC no Brasil

Desde a implantação da Portaria 453 (BRASIL, 1998) e Resolução RE N° 1016 (BRASIL, 2006), editados pelo Ministério da Saúde, relativamente poucos esforços têm sido realizados no sentido de se revisar os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) em exames de rotina em Tomografia Computadorizada no Brasil (RODRIGUES, 2012; DALMAZO, 2010). Os NRD introduzidos no Brasil são em termos da dose média em cortes múltiplos MSAD (*Multiple Scan Average Dose*), seus valores de referência são 50 mGy para a cabeça, 35 mGy para a coluna lombar e 25 mGy para o abdome em um paciente adulto típico (BRASIL, 2006).

O NRD é uma ferramenta para otimização e não deve ser comparado a limites de doses. O conceito de NRD deriva de um estudo realizado no Reino Unido em que o valor do Nível de Referência de Diagnóstico nacional baseia-se nos valores aproximados do terceiro quartil ($Q^{3/4}$ ou 75 percentil) dos valores de dose aplicados ao paciente, para um determinado procedimento, num número representativo de serviços de radiologia diagnóstica. A diferença entre os NRD e o $Q^{3/4}$, é que os níveis de referência em diagnóstico indicam um valor estipulado com base nas pesquisas de doses de uma instituição, região, ou mesmo de um país. O $Q^{3/4}$ é o resultado das pesquisas de doses fundamentado em um número real proveniente de trabalhos científicos, que pode ser obtido de um único equipamento ou de vários equipamentos de TC (EUR 16262, 1999; SAVI, 2014; IAEA, 2006).

A definição de NRD local determina, para os profissionais envolvidos na execução dos exames de TC, os ajustes nos parâmetros técnicos a cada exame, no planejamento do exame, e alerta para os níveis de exposição ao final de cada caso. Entretanto, devem existir protocolos definidos localmente, otimizados de acordo com o tipo de equipamento disponível, o tipo de exame e com a idade e peso de cada paciente submetido à tomografia. A comparação dos parâmetros dosimétricos entre o índice de *kerma* no ar e o produto *kerma* no ar - comprimento, com os NRD têm demonstrado ser um meio prático de avaliação e estratégias de controle do índice de *kerma* no ar do paciente (ICRP, 2007).

O MSAD determina as doses em procedimentos clínicos, é uma grandeza de uso exclusivo em procedimentos tomográficos (BUSHBERG, 2002). OLIVEIRA et al. (2013) sugerem uma otimização dos procedimentos de TC ao se observarem valores menores que 25 mGy para exames de abdome. Tais estudos propõem uma revisão dos valores de NRD brasileiros e sugerem também adotar grandezas dosimétricas mais adequadas para TC. De fato, SHOPE e GAGNE (1981), já haviam demonstrado uma equivalência matemática entre MSAD e o $C_{a,100}$, grandeza esta que é capaz de ser medida com apenas uma única varredura, dependendo de alguns parâmetros iniciais (Mc COLLOUGH, 2008). O MSAD não é utilizado para determinação dos valores do índice de *kerma* no ar de um NRD em outros países. Nos Estados Unidos e na Europa, utilizam-se o índice de *kerma* no ar ponderado C_W , quando o *pitch* é igual a um equivale ao MSAD. A Tabela 5 apresenta a comparação dos níveis de referência de diagnóstico para varreduras de TC em mGy praticados no Brasil com os estabelecidos em outros países.

Tabela 5. Níveis de referência de diagnóstico para varredura de TC*.

Legislação	Cabeça		Abdome		Coluna Lombar	
	** C_W	**MSAD	** C_W	**MSAD	** C_W	**MSAD
ANVISA Brasil	--	50	--	25	--	35
Comissão Europeia	60	--	35	--	35	--
Colégio Americano de Radiologia	60	--	35	--	--	--

* unidades em mGy

Fonte: AAPM, 2011

O procedimento para estimar as doses em TC consiste em medidas com a câmara de ionização tipo lápis posicionada livre no ar ou inseridas em objetos simuladores específicos de cabeça e tronco, que determinam a grandeza dosimétrica índice de dose em TC (CTDI), adotada como referência. A IAEA sugere o uso do termo índice de *kerma* no ar ($C_{a,100}$) em substituição ao CTDI, porém as duas grandezas têm o mesmo procedimento de obtenção e igual valor numérico (IAEA TRS457, 2007).

3.3.1 Cálculo da dose média em múltiplos cortes (MSAD).

Com a finalidade de determinar os níveis de referência praticados no estado de Minas Gerais, os dados sujeitos a análise, dos valores MSAD para protocolos de exames de cabeça, coluna lombar e abdome, foram obtidos por meio de uma amostragem dos relatórios de testes de constância em TC realizados pelos profissionais cadastrados da Vigilância Sanitária do Estado de Minas Gerais (VISA-MG, 2015).

Para isso, criou-se um banco de dados com os resultados de 114 relatórios de testes de constância de TC, realizados por profissionais cadastrados pela VISA-MG, entre os anos de 2009 a 2014, a Tabela 6 identifica o número de equipamentos por fabricantes e o número de canais dos quais foram tiradas as amostras que contribuíram para pesquisa.

Tabela 6. Identificação dos tomógrafos avaliados pelos cadastrados da Vigilância Sanitária de Minas Gerais VISA/MG.

Marca	Nº de equipamentos	Nº de canais
ELCINT	2	2
GE	34	4, 16, 64
PHILIPS	23	16, 64
PICKER	1	2
SIEMENS	34	2, 4, 16, 64
TOSHIBA	20	4, 16, 64
TOTAL	114	-

Fonte: VISA/MG, 2015

Com esse arquivo foi possível determinar a quantidade de tomógrafos inspecionados neste período, assim como os protocolos utilizados nas varreduras de TC. Dos tomógrafos fiscalizados, somente 35 relatórios possuíam todas as informações, levando-

se em conta que alguns não apresentaram todas as medidas necessárias. Os parâmetros de exposição utilizados nas medidas pelos cadastrados da VISA-MG variaram conforme apresentado na Tabela 7 e com esses dados foi possível calcular o MSAD.

Tabela 7. Parâmetros utilizados para a exposição nos testes de constância.

Exames	Tensão (kVp)	Corrente (mAs)	Espessura (mm)	Incremento (mm)
Cabeça	110 a 130	80 a 540	0,6 a 8,0	6–9 / 1–12
Coluna lombar	110 a 120	270	2,0 a 3,0	2–6 / 1–4
Abdome	120 a 130	24 a 400	0,5 a 10,0	6–8 / 1–2

3.3.2 *Análise dos valores do MSAD para diferentes tipos de exames.*

A determinação da relação do MSAD com a corrente do feixe de raios X permite uma avaliação nos protocolos dos exames descritos visando uma padronização e redução da carga utilizada nos exames. Esta alteração traz uma redução significativa na dose recebida pelos pacientes sem comprometer a segurança diagnóstica.

Dos 388 equipamentos de tomografia utilizados atualmente no estado de Minas Gerais 29% foram inspecionados. O primeiro e terceiro quartis ($Q^{1/4}$ e $Q^{3/4}$) calculados para cada tipo de exame estão apresentados na

Tabela 8. As incertezas expandidas de medição foram calculadas levando-se em consideração as incertezas padrão de medições multiplicadas pelo fator de abrangência ($k = 2$), para uma distribuição t-student com grau de liberdade efetivo tendendo ao infinito, correspondendo a uma probabilidade de abrangência de 95,45 % (ISO, 2008).

Tabela 8. Cálculo para o 1º e 3º quartis para cada tipo de exame.

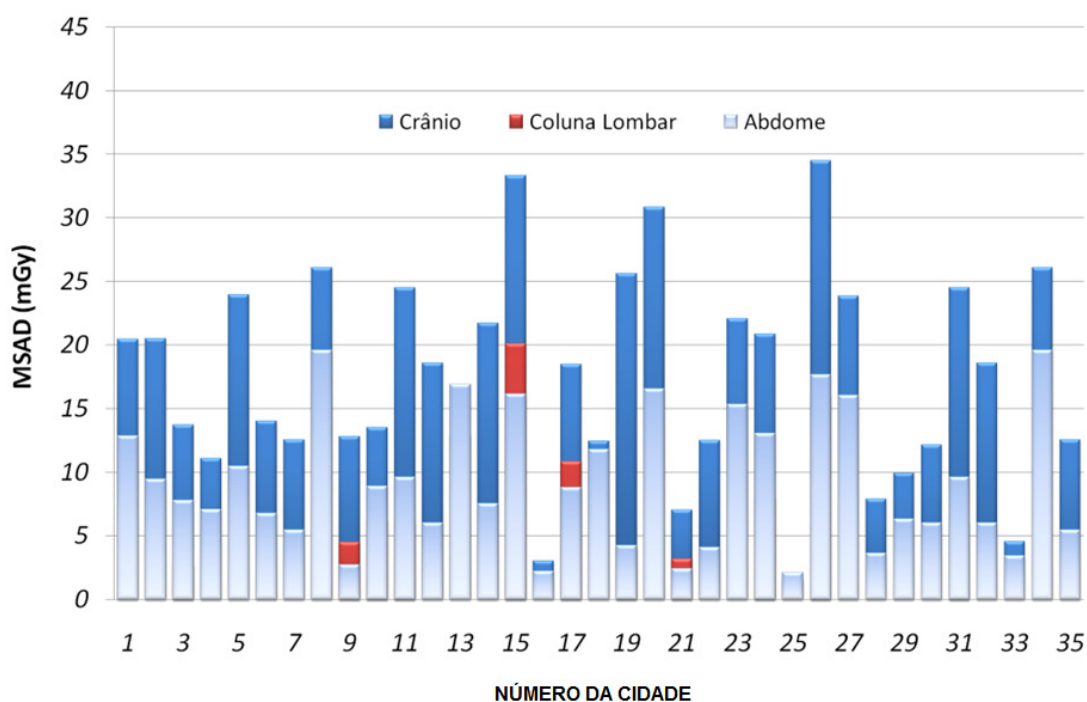
EXAMES	Cabeça	Abdome	Coluna Lombar
MSAD médio (mGy)	17,4 (8,0%)	9,2 (9,7%)	7,3 (22,6%)
1º Quartil (mGy)	12,46	5,46	3,89
3º Quartil (mGy)	23,88	12,94	8,76

Os resultados reportam os cálculos das medidas do MSAD médio com as incertezas expandidas. O valor médio de MSAD calculado para cabeça foi de 17,4 mGy (8%) ao passo que para abdome foi de 9,2 mGy (9,7%) e para coluna lombar foi de 7,3 mGy (22,6%). Observa-se uma incerteza maior para as medidas realizadas na coluna lombar, isto se deve ao pequeno número de dados coletados.

Os resultados do NRD e do $Q^{3/4}$ foram comparados com estudos de publicações internacionais. A média calculada para valores de $Q^{3/4}$ nos exames de abdome está dentro da faixa de 12,1 a 16 mGy (12,9 mGy). Entretanto a média do NRD calculado foi de 9,2 mGy abaixo do esperado, sendo a faixa indicada entre 14 a 25 mGy. Para a cabeça, considerando exames de crânio (não foi considerado exames de fossa posteriores), o NRD apresentou uma média indicada entre 60 a 75 mGy, o resultado do estudo indicou uma média de 17,4 mGy. Para o $Q^{3/4}$ a média foi de 23,9 mGy, onde se esperava um resultado entre 57 a 73 mGy. Os estudos de publicações internacionais não foram realizados para coluna lombar.

A distribuição do MSAD para os três tipos de exames de rotina nas 35 cidades está apresentada no gráfico da Figura 14.

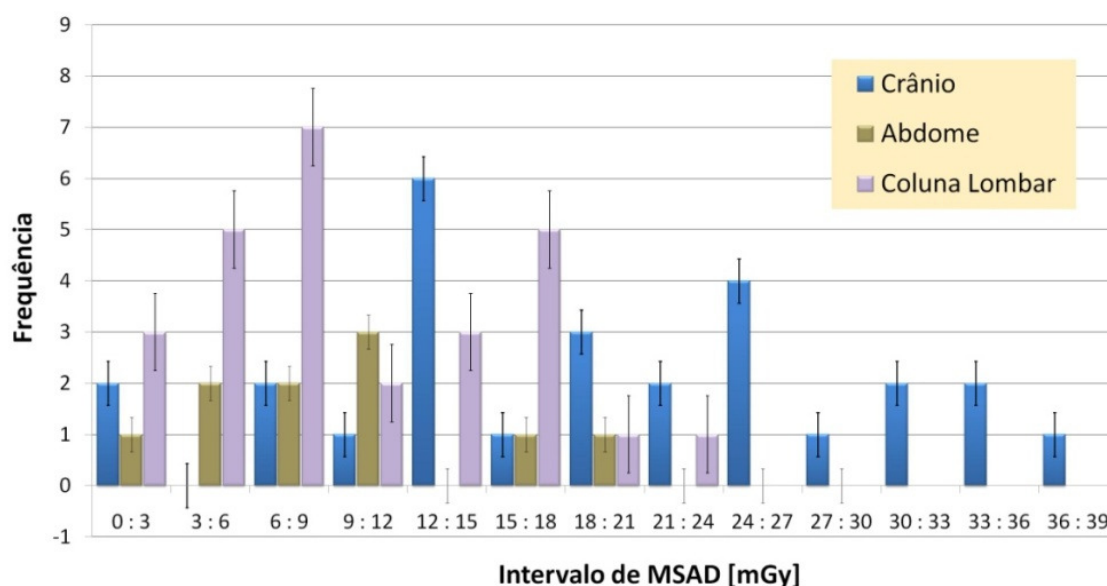
Figura 14. Distribuição do MSAD nas cidades de Minas Gerais para os exames de rotina de crânio, coluna lombar e abdome.



Os índices de doses da distribuição do MSAD nas 35 cidades analisadas apresentaram resultados abaixo dos níveis de referência de diagnóstico referidos na Resolução RE N^o 1016 (2006) para varreduras de TC nos exames de rotina analisados.

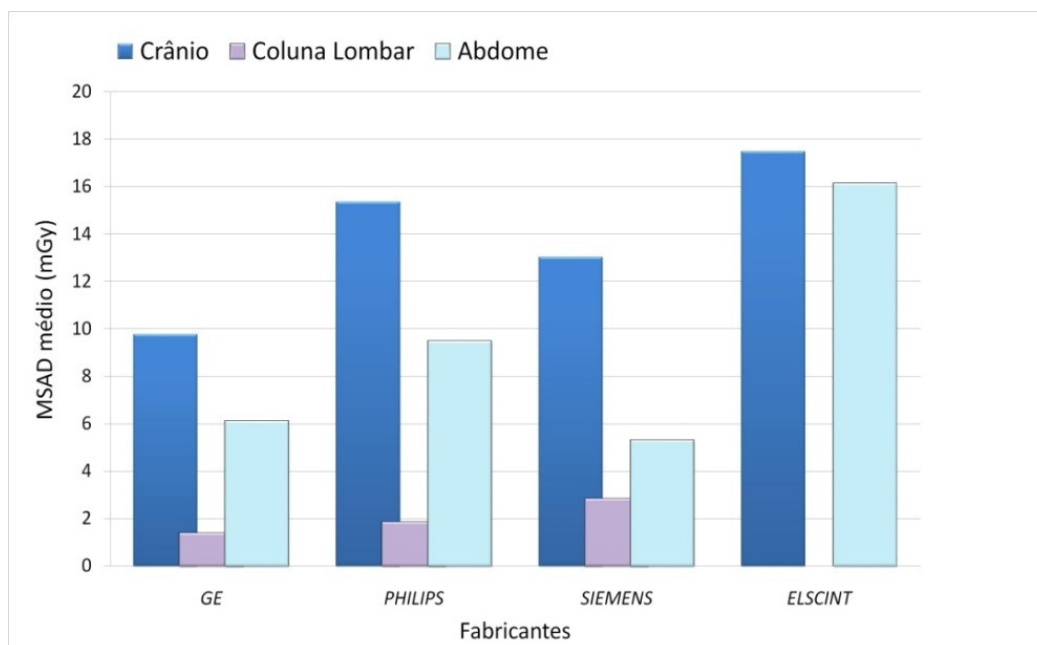
Em termos absolutos, as relações de máximos e mínimos de MSAD para cada tipo de exame clínico, foram de aproximadamente para cabeça (2209%), abdome (942%) e para coluna lombar (740%). Este resultado é o primeiro indício da disparidade entre os diferentes equipamentos e diferentes técnicas radiográficas utilizadas ao longo do estado de Minas Gerais. A Figura 16 apresenta o histograma do MSAD para os diferentes exames.

Figura 15. Histograma do MSAD para os exames de rotina de crânio, coluna lombar e abdome.



Os resultados, novamente, indicam uma discrepância muito grande dos valores atribuídos a cada exame. Isto é, a variação da frequência pode sinalizar uma tendência à de uniformização das técnicas de aquisição das imagens. A Figura 16 apresenta a distribuição do MSAD médio para os diferentes fabricantes de equipamentos de TC.

Figura 16. Distribuição do MSAD médio para os diferentes fabricantes de equipamentos de tomografia computadorizada para os exames de rotina analisados.



A disparidade é também indicada no histograma, onde os diferentes equipamentos e técnicas radiográficas utilizadas, em relação aos máximos e mínimos por equipamento foi de 168 %, 262 % e 251 % para cabeça, abdome e coluna lombar respectivamente.

As dispersões analisadas para cada tipo de exame rotineiro considerando a relação do MSAD com a carga (mAs), esta apresentada nos gráficos das Figuras 18, 19 e 20.

Figura 17. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicado ao exame de abdome

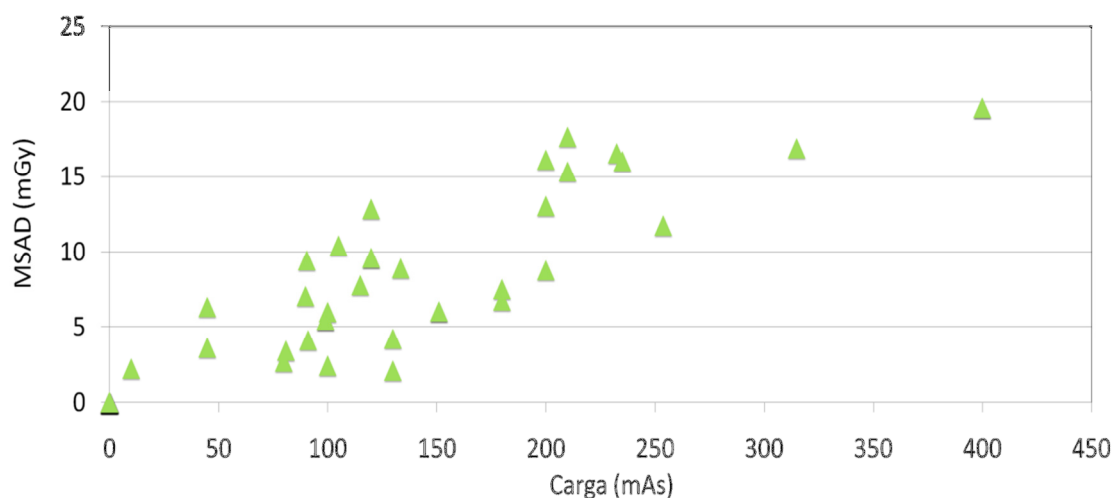


Figura 18. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicada ao exame da Coluna Lombar.

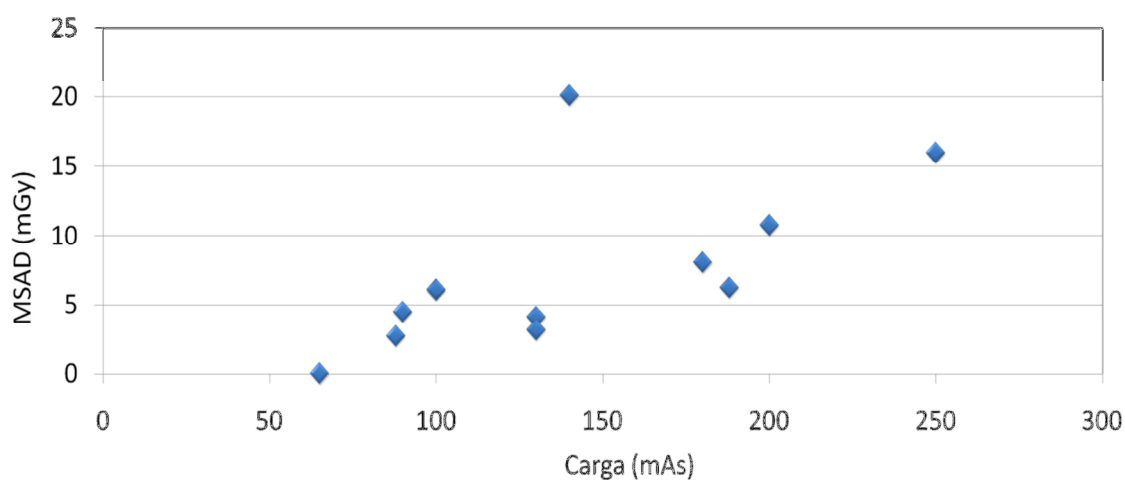
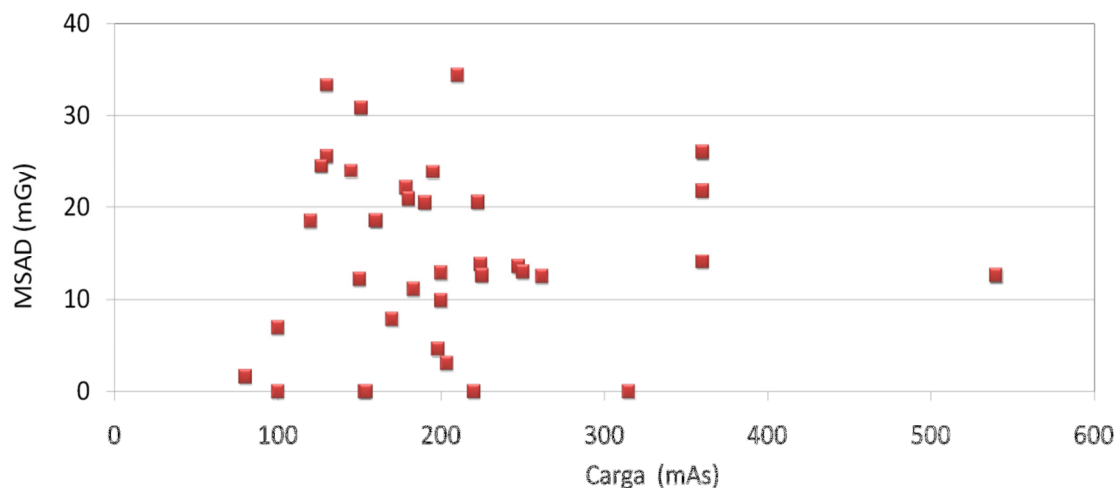


Figura 19. Relação MSAD com a carga (mAs) aplicada ao exame de Crânio.



Diferenças significativas foram observadas nos resultados apresentados nos gráficos. Os resultados do MSAD para o crânio indicam uma grande dispersão nos valores da carga utilizada, entre 100 e 250 mAs, essa dispersão está indicada também nos valores do MSAD (5 a 32 mGy) que sugerem a falta de otimização dos serviços. A mesma variação da carga é observada nos exames de abdome, porém a dispersão é menor. Para coluna lombar, poucos dados foram obtidos, por esse motivo não foram analisados.

3.4 Discussão

É incontestável o aumento do número de equipamentos de TC no parque tecnológico brasileiro, principalmente nos últimos anos. Entretanto, este fato não indica que o número de equipamentos existentes é adequado às necessidades atuais ou que o número de exames realizados é suficiente ou excessivo. Estas indefinições apontam para a necessidade de outros estudos sobre as diretrizes nacionais para a prescrição de exames de TC. Além disso, para adotar estratégias de proteção radiológica, devido ao risco associado à radiação ionizante é importante que se conheça a distribuição geográfica e a evolução do parque tecnológico, adequados à realidade local.

A oferta de equipamentos para atender a todos os municípios brasileiros, seja na rede pública ou privada, é mais do que suficiente quando se considera o parque instalado e a nossa população, aplicando-se os parâmetros propostos para disponibilização desses equipamentos no âmbito nacional. Entretanto, como os dados deste estudo demonstram os equipamentos não estão distribuídos pelo território nacional de acordo com a distribuição populacional, fazendo com que a população de diversos municípios não tenha um fácil acesso ao exame de TC. Portanto, a distribuição não homogênea dos equipamentos de TC em relação à distribuição da população no território nacional, faz com que uma parcela da população tenha uma oferta muito maior que a recomendada e que outra parcela não tem a menor possibilidade de acesso aos exames. Entretanto, mesmo a parte da população que se encontra na região excedente de equipamentos não tem acesso a esses exames, em virtude da oferta irregular dos serviços de saúde à população brasileira.

O aumento da demanda de exames de TC é uma realidade. A solução para diminuir esta demanda seria limitar a prescrição de exames desnecessários e diminuir a variabilidade nos serviços. Entretanto alguns fatores podem fazer com que a realização de exames aumente consideravelmente no Brasil, como exemplo, a maior oferta do exame nos últimos anos pelo SUS, o envelhecimento da população e a falta de informações sobre benefícios e riscos dos exames.

Embora, em média, todos os índices de *kerma* no ar medidos estejam abaixo dos preconizados pelos NRD e mesmo abaixo do terceiro quartil da distribuição, os exames

de cabeça foram os que apresentaram maior dispersão. As distribuições de doses sugerem que é possível otimizar as técnicas de aquisição de imagens e o *kerma* no ar. Ficar abaixo do primeiro quartil é o desejado, para tanto, o controle individual dos equipamentos, clínicas e hospitais dos municípios de Minas Gerais deve ser feito de forma mais efetiva onde se destaca a presença de um profissional devidamente capacitado para exercer essa tarefa.

Considerando os resultados apresentados em publicações internacionais é possível sugerir uma revisão das medidas realizadas pelos cadastrados no estado de Minas Gerais. Do exposto, pode-se indagar que os exames de tomografia praticados com até 5 mGy, qual seria a qualidade de imagem comparada com aqueles possuem valores próximos ao de $Q^{3/4}$. Dentro dos resultados obtidos, vários são os valores de dose abaixo de 10 mGy, sugere-se que sejam efetuados novos estudos aptos a avaliar tal questão.

O presente levantamento mostra que tomógrafos com diferentes tecnologias e/ou fabricantes apresentaram doses com grandes variações. Verificou-se também que equipamentos de mesma marca e modelo, com desempenho similar, em diferentes serviços, apresentaram diferentes MSAD para as mesmas varreduras de interesse. Conforme sugerido na legislação nacional toda instituição que faz uso de equipamentos que emitem radiação ionizante deve apresentar um programa e controle de qualidade para garantir a segurança radiológica da instalação. O programa de garantia da qualidade deve se adequar ao serviço de tomografia considerando as características dos equipamentos, o desempenho e protocolos adotados na rotina.

3.5 Conclusão

Frente ao aumento da disponibilidade e utilização da TC, aos riscos associados à radiação ionizante durante a realização dos exames, conclui-se que é cada vez mais importante estabelecer e fazer cumprir as normas que promovam a segurança radiológica das instalações. O mapeamento da distribuição de tomógrafos nos estados brasileiros e as informações do número de exames realizados permite criar mecanismos adequados para determinar os níveis de referência de dose local, associadas à justificação das práticas e otimização de procedimentos técnicos a cada tipo de equipamento de TC.

AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM COM O SIMULADOR CATPHAN 600.

A análise do desempenho em termos da qualidade da imagem da Tomografia Computadorizada do equipamento *Light Speed VCT*, utilizando o objeto simulador Catphan-600, é o objetivo de estudo deste capítulo. As avaliações deverão satisfazer as especificações de desempenhos requeridos pelo regulamento técnico Radiodiagnóstico Médico – Desempenho de Equipamentos e Segurança (BRASIL, 2006).

O controle de qualidade em TC, através da legislação permite projetar e aplicar um conjunto de procedimentos que indicam suas condições de funcionamento dentro dos requisitos regulamentados para sua utilização. No Brasil, o Regulamento Técnico é utilizado como referência para a análise dos testes realizados em tomografia. Neste regulamento são determinados os valores de referência a serem utilizados para os testes de constância que deverão ser realizados periodicamente ou após a instalação do equipamento, testes de rotina e testes pós-manutenções, nos equipamentos de TC (BRASIL, 2006).

O aumento das aplicações desse diagnóstico por imagem e conseqüentemente o aumento das doses faz com que seja necessário um programa de controle de qualidade em TC, garantindo que todo o processo seja otimizado. Estes programas devem ser revistos continuamente para assegurar sempre a melhor qualidade de imagem com a menor dose possível para o paciente no processo de diagnóstico. Um grande número de fatores como ruído de imagem, espessura de corte (resolução do eixo Z), baixa resolução de contraste e resolução de alto contraste podem ser afetados pela definição dos parâmetros técnicos dos exames (DANCE, 2014). Outro aspecto no controle da qualidade dos tomógrafos é o índice de *kerma* no ar, embora esse parâmetro não forneça informações diretas sobre a qualidade da imagem, é um importante indicador para a determinação do *kerma* no ar fornecido ao paciente (IAEA, 2012), já apresentado no Capítulo 3 deste trabalho.

4.1 Prescrição de Desempenho dos Testes de Constância.

As prescrições de desempenho propostas pela resolução estão resumidas na Tabela 9 para os vários testes de constância. O critério adotado baseia-se em medições objetivas, para um conjunto de testes, comparando-os com os valores de referência para aceitação do equipamento.

Tabela 9. Prescrições de desempenho conforme a Resolução RE Nº 1016 (2006).

Parâmetro	Prescrição de desempenho
Ruído	Os desvios em relação ao valor de base deverão ser $< \pm 10 \%$ ou $< \pm 0,2 \text{ HU}$, o que for maior.
Valor médio TC	O valor médio do número TC deverá ser $\leq \pm 4 \text{ HU}$ do valor de base.
Uniformidade	A diferença entre o valor médio TC medido na ROI central e os valores médios TC das ROIs exteriores deverá ser $\leq \pm 2 \text{ HU}$ dos valores base das respectivas regiões.
Resolução Espacial	Os valores de 50% e 10% da MTF deverão ser $0,5 \text{ lp/cm}$ ou $\pm 15 \%$ do valor de base, o que for maior.
Espessura de corte	Comparação com os valores de base: ▪ Se a espessura de corte $> 2 \text{ mm}$, então $\pm 1,0 \text{ mm}$; ▪ Se a espessura de corte estiver compreendida entre $1 \text{ a } 2 \text{ mm}$ então, $\pm 50\%$; ▪ Se a espessura de corte for inferior $< 1 \text{ mm}$ então, $\pm 0,5 \text{ mm}$.
Kerma no ar	$C_{100, \text{ar}} \leq \pm 20 \%$ dos valores de base.
Posicionamento do paciente	Quando se efetua um movimento longitudinal da mesa num determinado sentido e de novo para a posição inicial, a distância percorrida em ambos os movimentos não deverá diferir dos valores indicados de $\pm 1 \text{ mm}$.
Alinhamento do sistema de localização do paciente (lasers) com o plano de corte da TC.	Tolerância $\pm 1 \text{ mm}$

Fonte: BRASIL, 2006

A Resolução RE No 1016 (2006), foi fundamentada nas diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico estabelecidas pela Portaria MS/SVS No 453 (1998). Alguns testes referentes ao controle da qualidade de imagens foram incluídos neste regulamento por não estarem previstos na Portaria No 453/98 (1998). No que se refere aos padrões de desempenho de cada parâmetro a ser testado, com base em bibliografia aceita internacionalmente, foram sugeridos alguns valores diferentes dos apresentados na referida Portaria.

4.2 O Simulador Catphan-600.

De modo a realizar os testes de constância necessários ao controle de qualidade foi necessária a utilização de um simulador específico para TC. Os parâmetros físicos de imagem foram medidos por meio de um simulador, Catphan-600 (The Phantom Laboratory, Inc., Salem, NY) (Figura 20). A elaboração modular do simulador permite verificar de forma independente alguns parâmetros de qualidade da imagem. Este simulador possui cinco módulos, sendo que em cada um é possível realizar uma série de testes. A construção modular desse simulador permite avaliar o alinhamento do mesmo na TC, o alinhamento dos lasers de localização da TC com o plano de corte, a espessura de corte, o incremento da mesa, a simetria circular do sistema de visualização da TC, ruído da imagem, uniformidade e linearidade dos números de CT, a resolução de alto contraste (MTF) e resolução de baixo contraste (THE PHANTOM LABORATORY, 2006). O teste de inclinação do *gantry* não foi realizado porque o tomógrafo em estudo não permite inclinações (GE Healthcare, 2009).

Figura 20. Simulador Catphan 600®



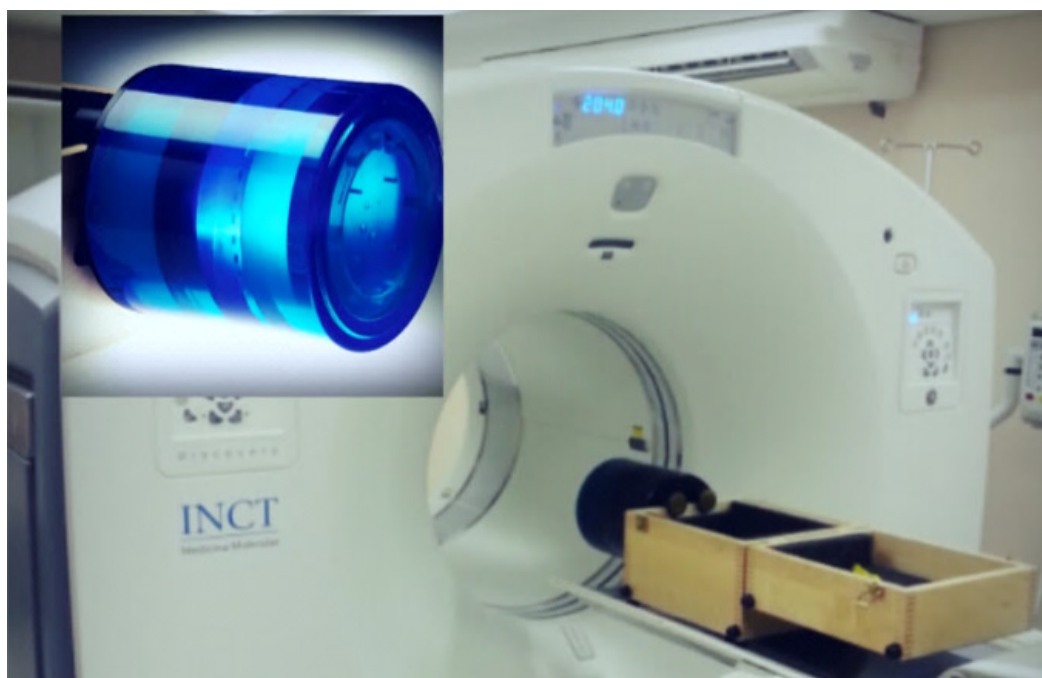
Fonte: The Phantom Laboratory, 2006

Os valores dos parâmetros, para cada imagem, foram obtidos com o auxílio do software RadiAnt (DICOM, 2014) específico para esta finalidade, é um programa de domínio público voltado para o desenvolvimento de aplicações de processamento e análise de imagens. Com esse software foi possível obter, através da seleção de uma região de interesse (ROI), a área, a média e o desvio padrão do sinal, fundamentais para o cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem. A seguir estão descritos os testes de qualidade de imagem realizada no trabalho.

4.3 Testes de Qualidade da Imagem

Os testes foram realizados conforme descrito na literatura (BRASIL, 1998; BRASIL, 2006; EUR16262, 1999; PHANTOM LABORATORY, 2006). A Figura 21 apresenta o esquema montado dos equipamentos utilizados conforme especificações e instruções estabelecidas nos respectivos manuais (Catphan 600 e tomógrafo GE Discovery PET/CT 690 - 2009 - Ligth Speed).

Figura 21. O tomógrafo Ligth Speed - GE Medical Systems, Inc., Chicago, IL e simulador Catphan 600.



Fonte: Acervo próprio, 2015

A Tabela 10 apresenta os parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada módulo de teste. Para a interpretação dos resultados dos testes realizados foram seguidas as orientações dos critérios conforme as prescrições de desempenho.

Tabela 10. Parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada módulo do simulador.

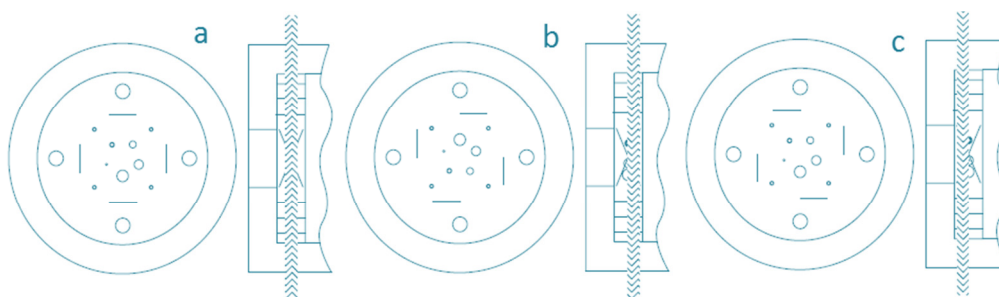
Parâmetros	CTP404	CTP591	CTP528	CTP515	CTP486
Tensão (kVp)	120	120	120	120	120
Carga (mAs)	200	200	200	200	200
Tempo (s)	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Espessura de corte (mm)	(1,25; 3; 5)	5,0	5,0	5,0	5,0
Comprimento de varredura (mm)	21,4	21,4	21,4	21,4	21,4

4.3.1 Posicionamento e alinhamento do simulador (CTP404)

O posicionamento e alinhamento do simulador com o sistema de localização da TC em relação aos lasers de localização da TC devem coincidir com o plano de corte da TC, para garantir a realização correta de todos os testes. Para analisar a imagem efetuou-se uma aquisição da seção (CTP404) do simulador com valores de janela e nível selecionados. Os quatro fios da rampa presentes no simulador devem apresentar uma simetria entre as imagens para que se tenha um bom alinhamento do objeto. Se a imagem indicar um desalinhamento entre o objeto e o isocentro do *gantry* o simulador deverá ser novamente posicionado (nivelado e alinhado com os lasers) (

Figura 22).

Figura 22. Representação das três situações possíveis na verificação da posição do objeto de teste e alinhamento. (a) Simetria das imagens das rampas. (b) Deslocamento homogêneo entre as rampas. (c) Deslocamento assimétrico das imagens das rampas.



Fonte: THE PHANTOM LABORATORY, 2006

O simulador foi posicionado adequadamente e os quatro fios da rampa apresentaram uma simetria entre as imagens, indicando um bom alinhamento do objeto.

4.3.2 Colimação do feixe de radiação.

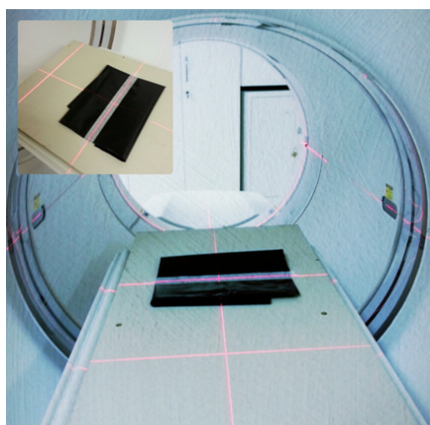
A colimação do feixe de radiação deve ser avaliada para garantir a coincidência dos indicadores luminosos internos e externos e do indicador luminoso interno, com o feixe de radiação. Importante ressaltar que qualquer falha deste sistema pode ocasionar na perda de informação do exame ou irradiação desnecessária do paciente.

O sistema de colimação foi realizado por dois métodos conhecidos, o primeiro com filme radiográfico e o segundo com o simulador Catphan 600.

4.3.2.1 Colimação do feixe utilizando o filme radiográfico.

A Figura 23 apresenta a imagem referente ao teste do sistema de colimação do primeiro método. Uma reta foi traçada em um envelope opaco contendo um filme radiográfico e o mesmo posicionado e fixado sobre a mesa de modo que a reta coincidisse com a indicação luminosa externa. Essa posição foi indicada como ponto zero no marcador de distância do TC. O comando de movimento automático da mesa foi acionado deslocando a mesma para posição do exame. A diferença das distâncias entre a reta traçada sobre o envelope e a indicação luminosa interna foi registrada. Para marcar a posição da reta no filme foram feitas perfurações ao longo da reta traçada no envelopo. Ajustou-se o indicador luminoso interno com a reta e uma exposição com uma espessura de corte de 3 mm foi realizada, a diferença entre o indicador luminoso interno e o feixe de radiação foi registrada.

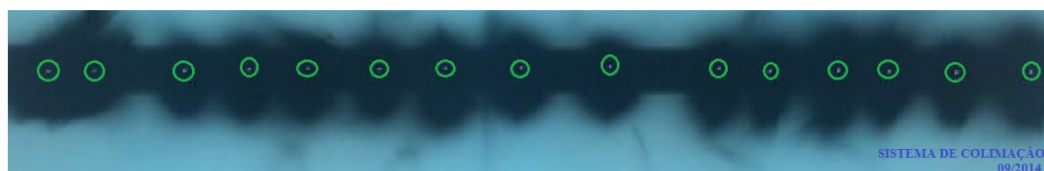
Figura 23. Envelope posicionado no tomógrafo GE Discovery PET/CT 690/ 2009 Light Speed



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A Figura 24 apresenta uma imagem referente do filme radiográfico revelado após a irradiação no equipamento de TC.

Figura 24. Filme radiográfico revelado após aquisições na TC.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A distância máxima entre a reta de referência e a reta marcada no indicador luminoso interno apresentou um valor menor do que 2 mm, e a distância máxima entre a imagem do feixe de radiação e o centro da imagem produzida pelos orifícios registrou-se também um valor menor que 2 mm, portanto o resultado deste teste indica que o posicionamento do simulador e o alinhamento dos lasers estão com a localização correta para os planos de corte.

4.3.2.2 Colimação do feixe utilizando simulador Catphan (CTP404)

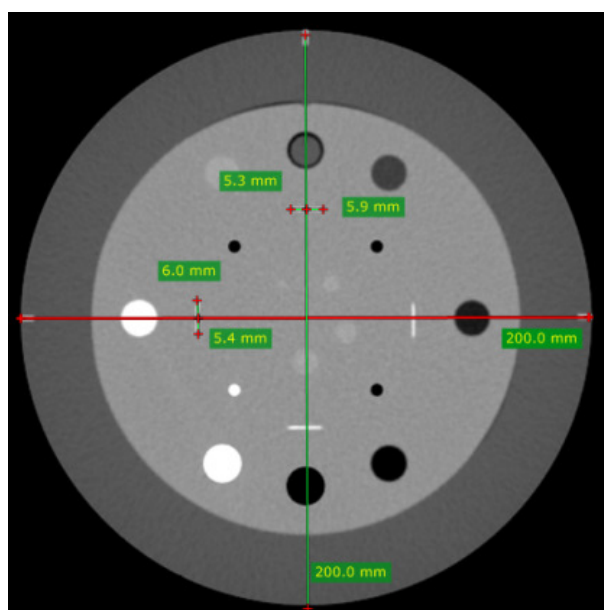
Para avaliar a precisão de alinhamento luminoso utilizando o simulador, procedimentos foram seguidos. Utilizando o nível de bolha o simulador foi posicionado sobre a mesa de exame do TC com o auxílio do parafuso de alinhamento, garantindo o nivelamento na direção longitudinal da mesa. O simulador foi projetado de forma que todas as seções subsequentes de testes são localizadas pela precisão do centro da primeira seção (CTP404). Este processo elimina a necessidade de reajustes, uma vez à posição do primeiro módulo foi verificado. O simulador de teste foi posicionado sobre a mesa de exames do tomógrafo, alinhou-se o Catphan com os indicadores luminosos sobre a primeira seção (CTP404), um protocolo de crânio utilizado na rotina do serviço foi selecionado com uma espessura de corte de 3 mm. O sistema de localização utilizado para o posicionamento do paciente nos tomógrafos é constituído por um conjunto de lasers e estes devem coincidir com a espessura irradiada de corte no isocentro do *gantry*. Desta forma, o sistema de localização foi avaliado quanto a sua exatidão com o corte irradiado. Também foi analisada a coincidência entre o deslocamento da mesa e o valor selecionado no painel de comando. Na interpretação do resultado foi verificado se a distância entre a reta de referência e a reta marcada pelo indicador luminoso é $\leq 2,0$ mm.

Para efetuar uma aquisição da seção CTP 404 do simulador Catphan é necessário a correção do valor da tangente do ângulo de 23° do fio em rampa (fator de correção igual

a 0,42). O simulador Catphan possui dois pares de fios em rampa a 23° , um par orientado paralelamente ao eixo x e o outro par orientado paralelamente ao eixo y do tomógrafo. O simulador possui exatamente os mesmos pares de fios em rampa e orientação, porém angulação igual a 45° com os eixos x e y da TC.

A Figura 25 apresenta a imagem referente ao teste do sistema de colimação realizado com o simulador Catphan (imagem analisada com o *software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16*).

Figura 25. Análise da precisão do alinhamento luminoso



Fonte: Acervo próprio, 2015.

Os valores registrados mostram que o desvio do centro do simulador em relação ao isocentro do TC encontra-se dentro da tolerância para as três direções (z, x e y). A razão das frações superiores e inferiores determinam o fator de deslocamento que foi de 11,1% no eixo x e 11,3% no eixo y. O resultado encontrado foi de um desalinhamento de 0,531 mm ($1,26 \text{ mm} \times 0,42$), este valor é menor que o valor estabelecido de 2,0 mm, o mesmo valor obtido com a tira de filme radiográfico.

4.3.3 Alinhamento da mesa em relação ao gantry (CTP404)

O alinhamento da mesa em relação ao gantry permite verificar se o eixo longitudinal da mesa coincide com o plano vertical que passa pelo isocentro e com o indicador

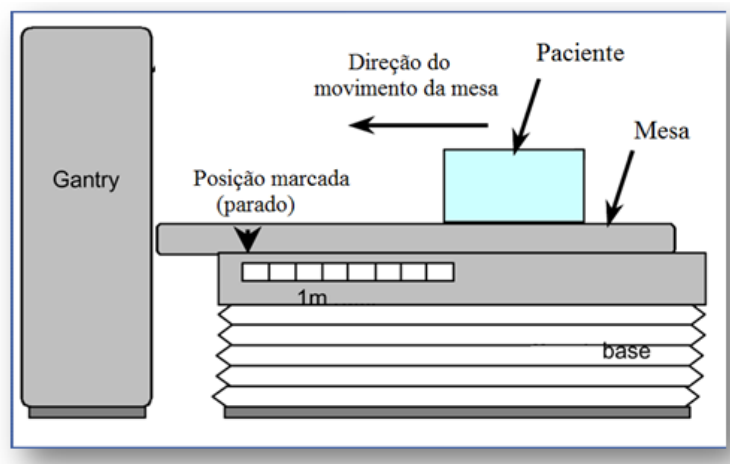
luminoso lateral. Uma tira de fita crepe foi fixada sobre a mesa demarcando a linha média longitudinal. Sobre a fita foi traçada uma reta coincidente com a linha longitudinal da mesa. Uma segunda fita foi fixada horizontalmente no centro da abertura do *gantry* e nela marcada a posição central da abertura do mesmo e a posição do indicador luminoso lateral. A mesa foi elevada até o nível da fita e deslocada para dentro do *gantry*. As distâncias entre as marcações das fitas foram registradas. Para a interpretação do resultado foi verificado se a distância máxima entre a indicação do centro do *gantry* e do indicador luminoso lateral em relação à linha média da mesa é menor que 5 mm.

Após realização das medidas a distância máxima entre a indicação do centro do *gantry* e do indicador luminoso lateral em relação à linha média da mesa foi de 0,2 mm, indicando um alinhamento correto da mesa em relação ao *gantry*.

4.3.4 Deslocamento longitudinal da mesa (CTP404)

Neste teste foi avaliada a exatidão do posicionamento da mesa da TC quando se efetua um deslocamento longitudinal a partir de uma determinada posição de referência e posteriormente à direção oposta (Figura 26). Para avaliar a exatidão do posicionamento da mesa do TC, uma fita métrica foi fixada na superfície movel da mesa de exames e um ponto marcado na superfície fixa da mesa para funcionar como um indicador de distância. A fita métrica foi alinhada ao ponto na posição de 50 cm e essa posição indicada como zero no *gantry*. Sobre a mesa foi colocado um peso equivalente ao paciente aproximadamente de 70 kg e, a mesa foi deslocada 30 cm em direção ao *gantry*. O valor indicado na fita, indicado pelo ponto, foi registrado. A mesa foi posicionada novamente na posição do zero anterior, o mesmo procedimento foi efetuado na direção oposta e o valor indicado pelo ponto foi novamente registrado. Para a interpretação do resultado foi verificado se para cada uma das direções, a diferença entre as distâncias percorridas e as indicadas no *gantry* encontram-se dentro de ± 2 mm.

Figura 26. Posicionamento da mesa da TC quando se efetua um deslocamento longitudinal.



Fonte: IAEA, 2015 (modificado).

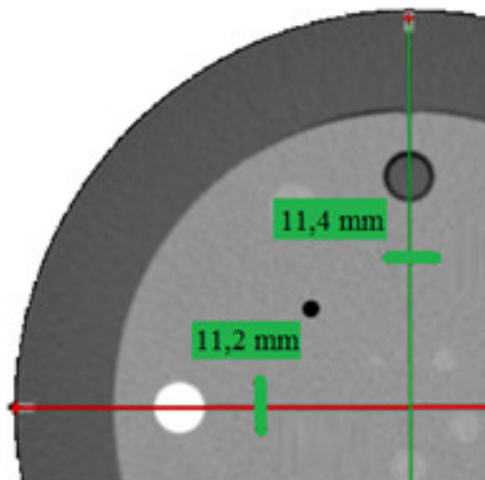
Os resultados mostram que a mesa do paciente se desloca para a posição pretendida seja qual for a direção efetuada. A distância nominal é igual a 300 mm, a maior distância medida foi de 300 mm (0,03 %). A maior diferença registrada na indicação de distância do *gantry* e o real deslocamento da mesa foram de 0,1 mm, este valor está abaixo do estabelecido de ± 1 mm.

4.3.5 Espessura de corte (CTP404)

A espessura nominal do corte é selecionada de acordo com o tamanho da estrutura que se deseja estudar. Quanto mais larga a espessura do corte, menor será o ruído e melhor a resolução de baixo contraste, entretanto a imagem estará sujeita a presença de artefatos. Este teste avalia a espessura de corte através da medição da largura da imagem projetada de um ou mais fios metálicos das rampas no plano de corte do simulador. A largura é determinada como sendo a largura a meia altura do perfil da espessura de corte (FWHM). A diferença entre a espessura da imagem da rampa e a espessura nominal selecionada deve estar dentro de ± 1 mm para espessuras nominais maiores que 2 mm; e ± 50 % da espessura nominal para espessuras nominais menores ou iguais a 2 mm. O simulador foi posicionado sobre a mesa de exame e uma imagem foi adquirida. A

Figura 27 (analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.) apresenta a imagem referente às medidas registradas. O FWHM foi calculado para uma espessura de 5 mm e corrigido para angulação (multiplicado por 0,42) para indicar a espessura de corte medido.

Figura 27. Medida da FWHM para o teste da espessura de corte.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

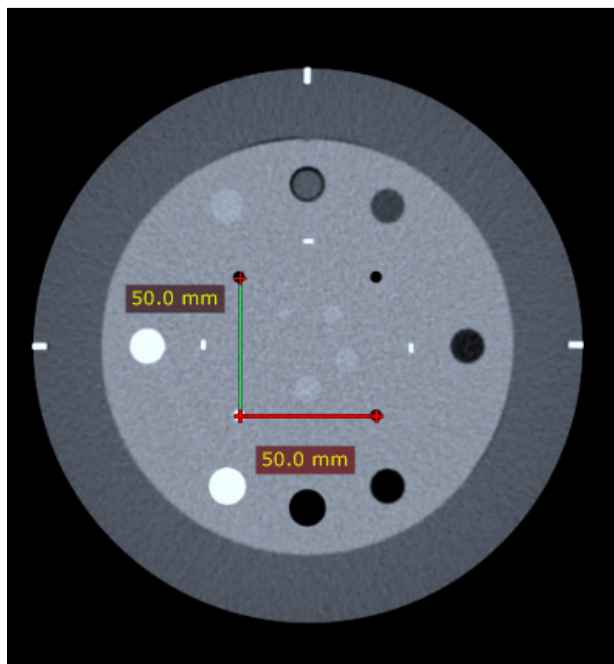
Ao se multiplicar o valor de FWHM por 0,42, o resultado obtido para a espessura de corte foi 11,35 mm (1,2 %). A diferença entre a espessura de corte nominal (5,0 mm) e o valor medido (4,77 mm) foi de 0,2 mm, este valor está em conformidade com o limite estabelecido pela Resolução RE Nº 1016, que determina que a diferença entre a espessura de corte nominal e a medida não deve ultrapassar 1,0 mm.

4.3.6 Simetria do display (linearidade espacial) (CTP404)

A precisão das medidas de distância feitas em aquisições de imagens axiais é avaliada através do simulador que contém marcadores de elevado contraste separados por distâncias de direções conhecidas em x e y (lateral PA e AP). Conforme mencionado os quatro fios em rampa estão separados por 50 mm. A construção modular do simulador nos permite analisar a linearidade espacial (teste não referido na Resolução RE Nº 1016).

A precisão do movimento longitudinal da mesa foi avaliada através da medição da distância percorrida para o movimento do suporte do paciente numa dada direção para uma distância predefinida (Figura 28).

Figura 28. Medidas realizadas para o teste de simetria do display, analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

Para cada um dos sentidos percorridos pela mesa, a diferença entre o deslocamento da mesa e o deslocamento indicado no *gantry* obteve-se um intervalo de $\pm 0,5$ mm. A razão entre as medidas é igual a 1,0 demonstrando que a simetria circular foi mantida.

4.3.7 Ruído, exatidão e uniformidade do número de CT (CTP 486).

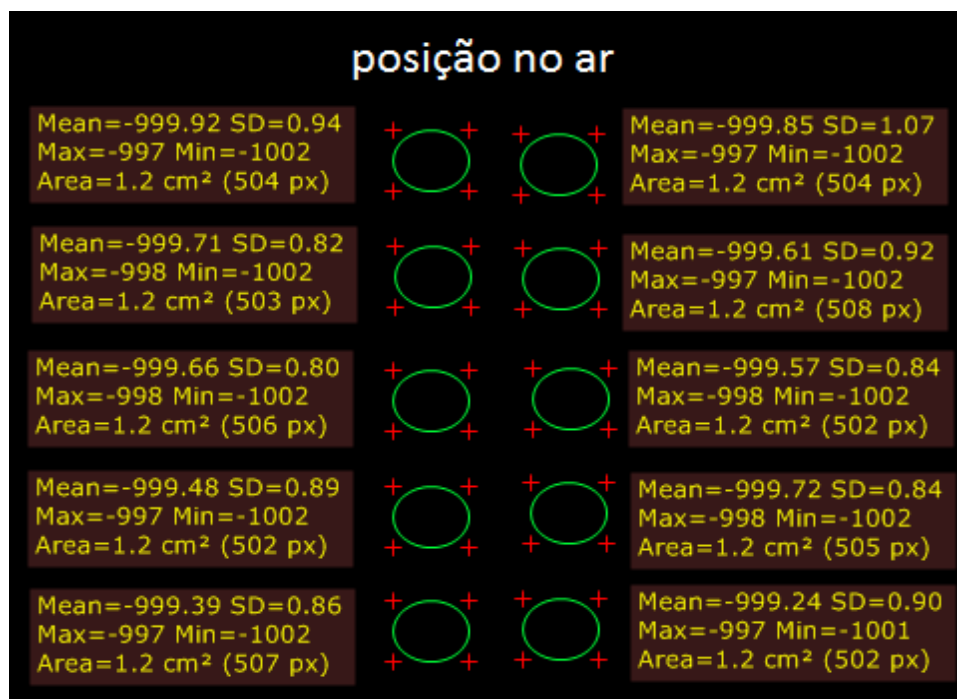
A avaliação do ruído, exatidão e uniformidade do número de CT é feita através da determinação do desvio padrão e do número médio de CT em diferentes regiões de interesse da imagem (ROI). É determinado em unidades Hounsfield (HU), numa substância homogênea, os parâmetros de exposição de um procedimento de TC determinam o nível de ruído, sendo que quanto maior a intensidade de radiação menor será o ruído (ICRP, 2007).

4.3.8 Determinação do ruído

O ruído foi avaliado usando o módulo de uniformidade, que possui um material uniforme projetado para ser de 2% (20 HU) da densidade da água (os valores obtidos devem estar entre 5 a 18 HU) (BRASIL, 2006). O desvio padrão médio foi calculado através do desvio padrão das medidas de quatro rampas adjacentes, cada uma delas contidas no módulo de uniformidade. A variação em relação à linha de base deve estar

dentro de $\pm 10\%$ ou 0,2 HU, considerando o que for maior, para a avaliação dos resultados. O ruído foi analisado nas 10 medidas realizadas, considerando uma área aproximada de 500 pixels como apresentado na Figura 29.

Figura 29. Imagens do teste do ruído da imagem, posição ar, analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A Tabela 11 apresenta os parâmetros das duas aquisições efetuadas, uma de crânio e a outra do abdome. A ROI localizada no centro da imagem do simulador foi selecionada e determinou-se o número médio da CT e o desvio padrão. Foram determinados também os números médios de CT das ROIs localizadas em quatro posições horárias (3, 6, 9, 12), com seus respectivos desvios padrão. O limite de cada ROI em relação à extremidade do simulador foi observado considerando a distância recomendada de até 1 cm.

Tabela 11. Parâmetros de aquisição utilizados para os testes de ruído, exatidão e uniformidade do número de CT.

Exposição	Tensão (kVp)	Tempo (s)	Corrente (mA)	Espessura do corte (mm)	Modo aquisição
Crânio	140	1	170	5	axial
Abdome	120	0,5	125	5	helicoidal

O ruído (N) foi determinado conforme a Equação 10.

$$N = \frac{\sigma_{ROI}}{10} \quad (10)$$

onde, 10 é a razão (100/1000) entre a diferença entre os valores nominais de números CT para água e ar e σ_{ROI} é o desvio padrão dos números de TC na ROI da região central. Utilizando-se da Equação 11 determinou-se o ruído médio das ROIs, o valor encontrado foi de 8,8 %, abaixo da variação de 10 %.

4.3.9 Exatidão e Uniformidade do número de CT.

A exatidão do número de CT é a diferença entre o valor médio do número de CT na ROI central e o valor nominal deve encontrar-se dentro de 5 a 18 HU. A exatidão foi determinada conforme a Equação 11.

$$\Delta CT = CT_{\text{central}} - CT_{\text{nom}} \quad (11)$$

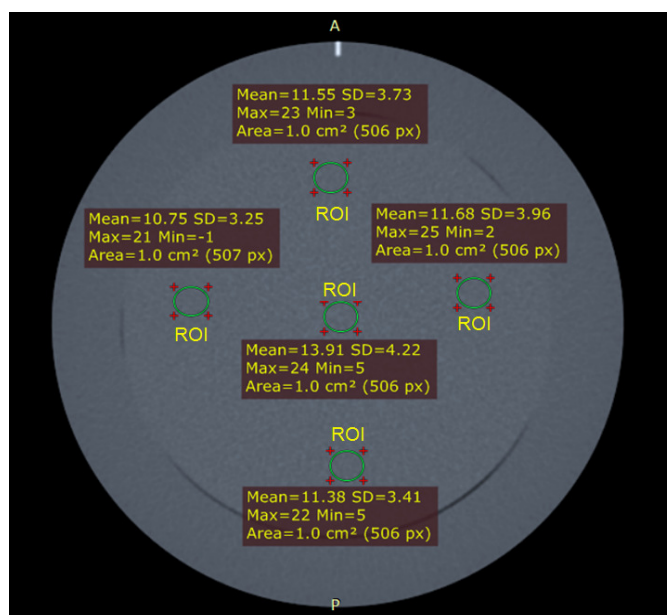
onde, CT_{central} é o valor médio do número de CT na ROI central e CT_{nom} é o valor nominal dado como 0 para a água e -1000 para o ar.

A uniformidade do número de CT (U) determina o desvio em relação ao valor de referência e deve ser de ± 2 HU e é dada pela Equação 12.

$$U = CT_{\text{per}} - CT_{\text{central}} \quad (12)$$

onde o CT_{central} é o valor médio do número de CT na ROI central e CT_{per} o valor médio do número de CT de cada uma das ROI's na periferia do dispositivo de testes. A Figura 30 apresenta a imagem dos resultados referente às medidas registradas (analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16.).

Figura 30. Medidas realizadas para os testes de exatidão e uniformidade do número de CT. Protocolo de crânio.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

As Tabelas 12 e 13 apresentam as medidas de HU para água no simulador teste com protocolo de crânio e abdome.

Tabela 12. Medidas de HU para água no simulador Catphan 600 – protocolo de crânio.

Posição	HU	Desvio Padrão	Uniformidade do número de CT	Exatidão
3	11,68	3,96	2,22	Àgua
6	11,38	3,41	2,53	1,59
9	10,75	3,25	3,16	Ar
12	11,55	3,73	2,36	-7,14
Central	13,91	4,22	-	-
Ar	-1007,14	0,80	-	-

Tabela 13. Medidas de HU para água no simulador Catphan 600 – protocolo de Abdome.

Posição	HU	Desvio Padrão	Uniformidade do número de CT	Exatidão
3	13,59	7,41	0,65	Àgua
6	14,65	6,86	- 0,41	1,8
9	13,81	7,08	0,43	Ar
12	13,95	7,38	0,29	0,64
Central	14,24	6,81	-	-
Ar	-999,36	1,19	-	-

4.3.10 Resolução espacial de alto contraste (CTP 528)

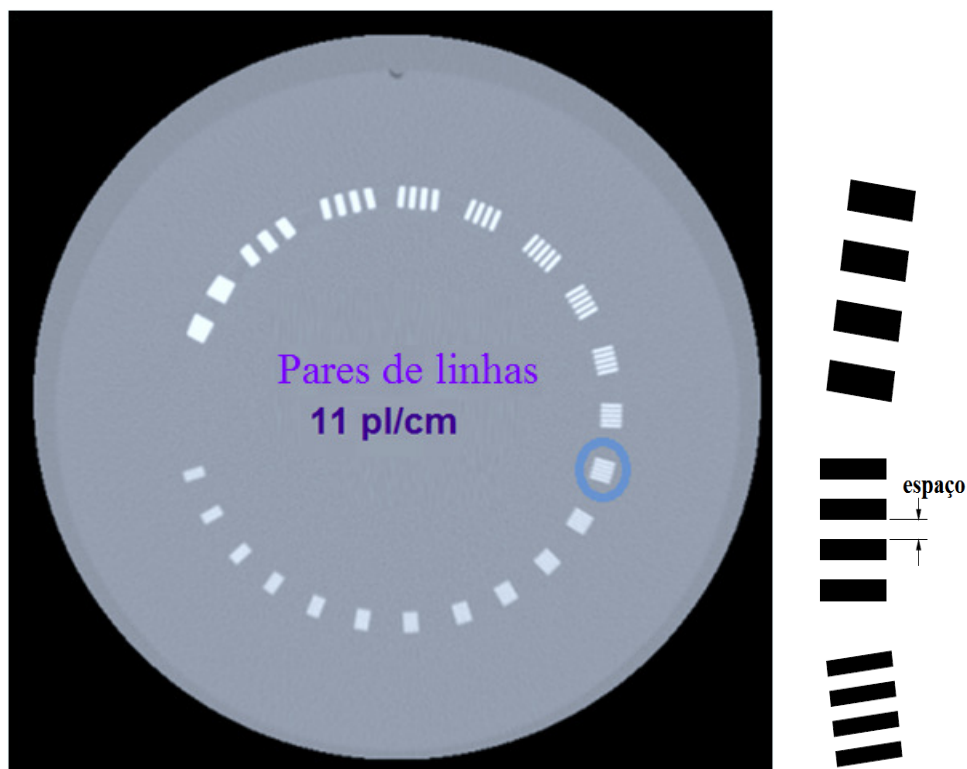
A resolução espacial é a capacidade de demonstrar detalhes finos de alto contraste, acima de 10 % (EUR 16262, 1999). Uma aquisição da seção central CTP528 foi realizada e selecionando o valor de janela e de nível adequados para essa prática. A resolução espacial foi avaliada através da visualização do menor grupo de linhas resolvido na imagem. A Tabela 14 indica a variação de 1 a 21 pares de linhas/cm e a Figura 31 apresenta a imagem adquirida da seção central do módulo de teste da resolução espacial de alto contraste.

Tabela 14. Par de linhas/mm – Medida da alta resolução espacial de alto contraste.

Menor grupo resolvido Pl /cm	Intervalo entre as linhas (mm)	Menor grupo resolvido Pl /cm	Intervalo entre as linhas (mm)
1	5,0	11	0,45
2	2,50	12	0,42
3	1,67	13	0,38
4	1,25	14	0,36
5	1,00	15	0,33
6	0,83	16	0,31
7	0,71	17	0,29
8	0,63	18	0,28
9	0,56	19	0,26
10	0,50	20	0,25
		21	0,24

Fonte: THE PHANTOM LABORATORY, 2006

Figura 31. Imagem obtida para o teste de resolução espacial de alto contraste, visualização do menor grupo de linhas resolvido na imagem.



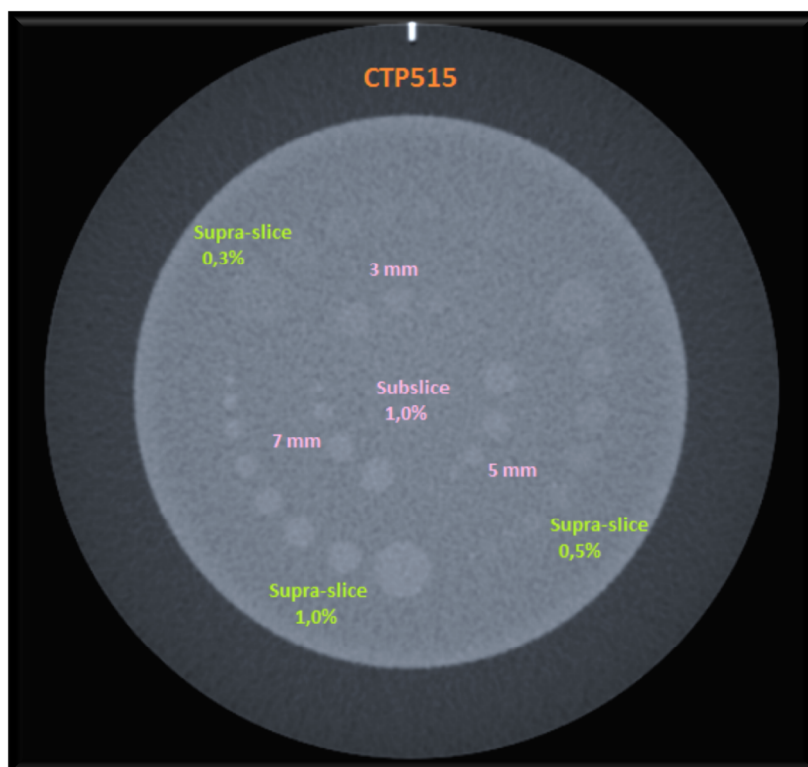
Fonte: Acervo próprio, 2015.

Analisando a Figura 31 e utilizando a Tabela 14, o menor grupo resolvido foi de 11 pl/cm com intervalo entre as linhas de 0,45 mm.

4.3.11 Resolução espacial de baixo contraste (CTP 515)

Para análise do teste da resolução espacial de baixo contraste a seção central CTP515 foi adquirida. Os grupos de círculos apresentados nas imagens internas e externas possuem contrastes e diâmetros diferentes. Identificou-se as imagens do menor círculo para cada grupo. Para os testes de baixo contraste *sub-slice* com disco de comprimento de 7,0, 5,0, e 3,0mm, os diâmetros visualizados foram 5,0, 3,0 e 3,0mm respectivamente. E no teste *supra-slice* o contraste de 1,0, 0,5 e 0,3 % apresentaram os menores diâmetros visualizados de 9, 8 e 5 mm respectivamente (Figura 32)

Figura 32. Imagens do teste resolução espacial de baixo contraste.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

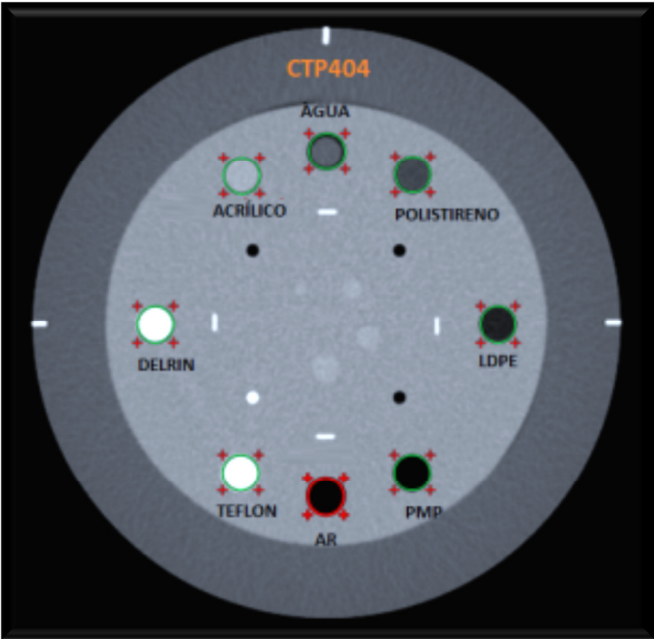
A resolução de baixo contraste foi encontrada identificando-se a imagem do menor círculo resolvido em cada grupo.

4.3.12 Linearidade do número de TC / sensitometria (CTP404)

A linearidade do número de CT foi avaliada utilizando as inserções dos diferentes materiais ou coeficientes de atenuação de densidade eletrônica conhecidos. O simulador é constituído com sete inserções de densidades eletrônicas diferentes: Teflon, Delrin, Acrílico, Polistireno, água, LDPE e PMP. Para verificar a linearidade do número de CT, foi medido o número de CT médio por meio da seleção das ROIs de cada inserção. O coeficiente linear foi calculado e plotado para futuras comparações do teste (Figura 35).

Analisando a imagem obtida (Figura 33) foi possível visualizar oito alvos periféricos, os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 15. No gráfico plotado verificou-se a linearidade desses valores através da inclinação da reta.

Figura 33. Medida dos números de CT dos alvos sensitométricos (linearidade do número de CT).

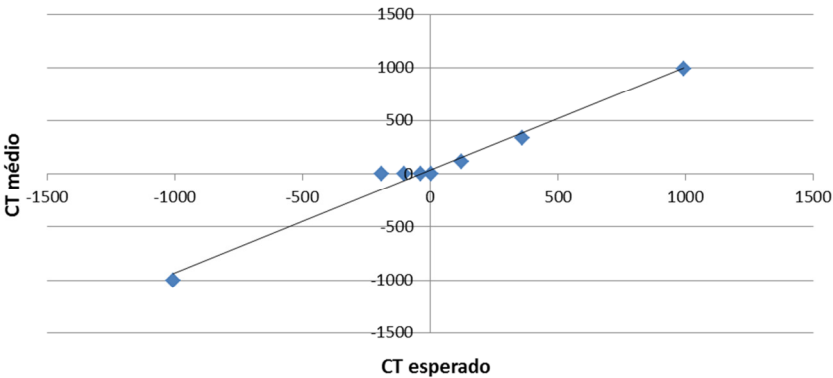


Fonte: Acervo próprio, 2015.

Tabela 15. Medidas do número de CT.

Material	CT	Medida do número de CT
Ar	-1000	-1007,14 (0,8 %)
PMP	-200	-191,69 (3,3 %)
LDPE	-100	-101,43 (8,7 %)
Polistireno	-35	-39,58 (1,8 %)
Água	0	1,59 (439 %)
Acrílico	120	121,30 (6,1 %)
Delrin	340	360,19 (2,5 %)
Teflon	990	990,38 (0,95%)

Figura 34. Gráfico do teste de linearidade de números CT



O coeficiente linear encontrado foi de 0,9835, que deve ser verificado rotineiramente nos serviços de TC.

4.4 Conclusões

O presente estudo veio contribuir com a verificação das condições do equipamento testado, e ainda estabelecer critérios para implantação de metodologias para realização dos testes no referido tomógrafo.

Os resultados apresentados mostram que o equipamento analisado está em conformidade com as exigências estabelecidas pela legislação vigente. Diferentes práticas de imagens médicas têm diferentes requisitos em termos de qualidade de imagem aceitável. A avaliação da qualidade da imagem associada à metodologia utilizada durante as técnicas de medidas asseguram resultados metrologicamente confiáveis, que poderam ser comparados com os resultados realizados durante as práticas nos procedimentos de rotina dos exames do TC.

CONFIABILIDADE METROLÓGICA DAS TÉCNICAS DE MEDIDAS DOSIMÉTRICAS EM TC.

Nesta etapa do trabalho foram verificadas as características dosimétricas de três métodos de medição das grandezas em tomografia computadorizada, TC, utilizando-se de uma câmara de ionização tipo lápis UNFORS Xi, dosímetros termoluminescentes do tipo MTS-N e filmes radiocrômicos da Gafchromic XR-CT. As atividades práticas foram desenvolvidas nos Laboratórios de Calibração de Dosímetros (LCD) e de Dosimetria Luminescente (LDL) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, CDTN/CNEN-MG.

A confiabilidade metrológica em procedimentos de calibração está voltada para o desempenho adequado dos instrumentos utilizados nas medidas de radiação, em conformidade com normas ISO 4037-3/1998, IEC 1283/1995, IAEA TRS457 2007, sendo o princípio da calibração a garantia de uma resposta ideal aos propósitos das medidas. Em toda prática de medida é necessária às utilizações de equipamentos detectores metrologicamente confiáveis e calibrados.

5.1 Sistema de Medidas da Câmara de Ionização Tipo Lápis

Após a implantação das qualidades de radiação padrão RQT, que simulam feixes não atenuados para aplicações em TC (IEC, 2005), foi estabelecida a metodologia de calibração específica para câmara tipo lápis segundo a *International Atomic Energy Agency* (IAEA TRS457, 2007), que descreve detalhadamente os procedimentos a serem seguidos em termos de colimação e posicionamento da câmara. A determinação das filtrações adicionais para RQT foram realizadas através das referências já implantadas das espessuras de filtros equivalentes ao conjunto de filtros de alumínio e cobre para RQR (VIEGAS, 2011). Sendo assim, os procedimentos praticados no LCD asseguram a confiabilidade metrológica, na calibração destes instrumentos, de acordo com as recentes recomendações internacionais.

As calibrações foram efetuadas com a câmara tipo lápis padrão da Radcal Corporation, modelo RC-3CT, número de série 8810, rastreável a dosímetros padrões por meio da calibração de certificado número IPEN 0576/2010 de 07/05/2012, conectada ao eletrômetro da Keithley, modelo 6517A e número de série 972953. O conjunto de equipamentos que teve sua calibração verificada foi o eletrômetro fabricado pela *UNFORS Ray Safe* Nº 8201023-C Xi, calibrado em 08/05/2012, acoplado a câmara 8202041-B Xi CT número de série 17909.

As medidas indicadas em mGy e os parâmetros de irradiação do certificado de calibração da câmara padrão RC-3CT estão apresentados na Tabela 16.

Tabela 16. Parâmetros de irradiação e medidas da calibração da câmara padrão RC-3CT.

Parâmetros de Irradiação				Medidas		
Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração total (mm Al)	Filtração total (mm Cu)	Dose referência (mGy)	Dose Xi (mGy)	Desvio (%)
80	125	2,5	0	2,82	2,89	2,7
100	100	3,5	0,2	1,29	1,31	1,1
120	100	3,7	0,25	1,90	1,88	-1,0
150	80	4,5	0,3	2,33	2,30	-1,4

Fonte: Certificado de calibração 179093/2012

5.1.1 Calibração da câmara de ionização tipo lápis UNFORS Xi

Para a calibração das câmaras tipo lápis utilizou-se o equipamento industrial de raios X Pantak Seifert, modelo ISOVOLT HS 320 de potencial constante (AGFA, 2003). Este equipamento funciona na faixa de 5 a 320 kV, com corrente que varia de 0,1 a 45 mA, potência de dissipação de energia no anodo máxima de 2240 W e pode ser operado continuamente variando somente a potência de dissipação de energia de acordo com o foco desejado, foco grosso com o tamanho de 3,6 mm e o foco fino de 1,9 mm. O equipamento é estável e opera em condições nas quais o desvio padrão da intensidade do feixe de raios X não ultrapassa 0,3 % (OLIVEIRA, 2012).

As grandezas de influência (temperatura, pressão e umidade) foram medidas por sensores instalados na sala de controle. O arranjo experimental do sistema de calibração

foi realizado com um conjunto de lasers no posicionamento das câmaras, que permitiu ajustar a distância do foco do tubo de raios X ao ponto de referência de medida. O posicionamento dos detectores foi realizado com o auxílio de dois lasers, sendo um transversal e o outro coincidente com o feixe primário de irradiação, que assegura a coincidência do centro do detector com o feixe. Um suporte próximo ao *shutter* permitiu inserção dos filtros de cobre e alumínio de alta pureza (99,99 %).

A calibração da câmara tipo lápis UNFORS Xi foi realizada em termos de P_{KL} utilizando-se o método de substituição (IAEA TRS457, 2007). Primeiramente, a câmara lápis padrão e a câmara lápis a ser calibrada foram alternadamente irradiadas. Todas as medidas foram corrigidas para as condições de referência de temperatura e pressão (Equação 13).

$$k_{T,P} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (13)$$

onde P_0 é a pressão do ar de referência (101,3 kPa); T_0 é a temperatura do ar de referência (20 °C); P e T são respectivamente a pressão e temperatura do ar durante as medidas. Os valores de referência P_{KL} foram determinados para cada qualidade RQT conforme a Equação 14.

$$P_{KL} = M_{RC-3CT} \cdot N_{PKL} \quad (14)$$

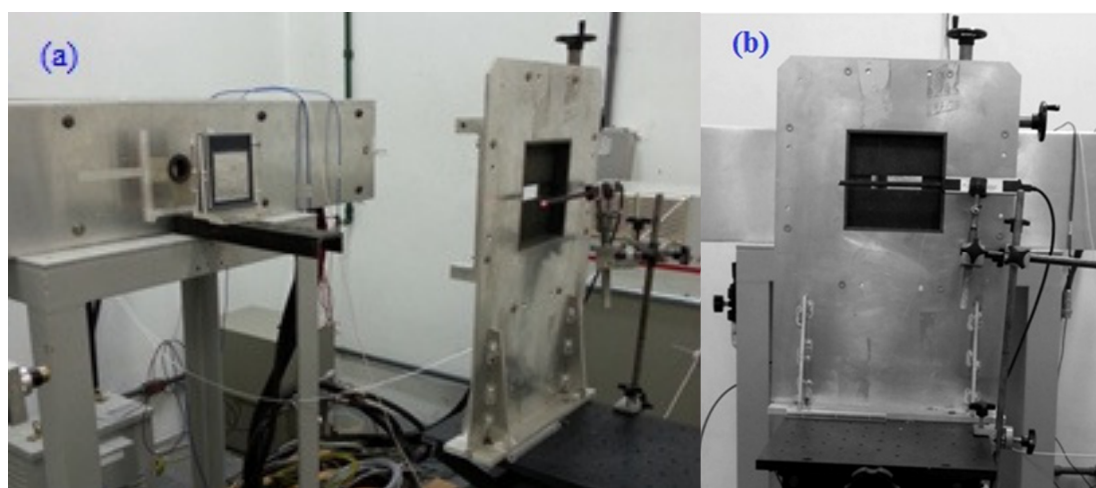
sendo M_{RC-3CT} , a leitura obtida com a câmara padrão corrigida para as condições de temperatura e pressão e o N_{PKL} , o coeficiente de calibração em termos de P_{KL} dado pelo certificado. O coeficiente de calibração da câmara tipo lápis UNFORS Xi foi calculado de acordo com a Equação 15.

$$N_{PKL} = \frac{P_{KL}}{M_{UNFORS}} \quad (15)$$

onde M_{UNFORS} é a leitura obtida pelas duas câmaras tipo lápis.

O *kerma* no ar foi medido posicionando a câmara lápis horizontalmente a uma distância de 100 cm do foco do sistema de irradiação. Os ajustes dos pontos de laser e a centralização do feixe do laser com o centro do tubo de raios X foram verificados. Para proporcionar campos de radiação bem definidos um colimador retangular de chumbo foi colocado na frente do detector a uma distância do foco de 5,1 cm, precisamente determinada. A distância entre o foco e o colimador foi de 94,9 cm. A abertura do colimador foi de 8,0 cm de largura e 3,0 cm de altura. A finalidade do colimador é obter uma irradiação parcial do detector a ser calibrado. A altura do colimador foi ajustada em 20 cm, para ser ligeiramente superior ao dobro do diâmetro da câmara (Figura 35).

Figura 35. (a) Esquema montado para calibração das câmaras de ionização lápis RC-3CT (b) UNFORS.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

Na sequência realizou-se uma série de 10 leituras de carga coletada com a câmara padrão posicionada no ponto de teste, para cada qualidade de feixe, identificados por RQT8, RQT9 e RQT10, com tensões de 100, 120 e 150 kV, respectivamente. A cada medida os valores de temperatura, pressão, umidade, carga da monitora e valores medidos pelo eletrômetro foram registrados e calculados suas respectivas médias.

5.1.2 Resultados da Calibração da Câmara Lápis

A Tabela 17 apresenta a taxa do P_{KL} da câmara padrão e a taxa de leitura com os resultados do coeficiente de calibração da câmara lápis UNFORS Xi nas radiações de referência RQT. As unidades de “mGy”, entre aspas, indicam as medidas do instrumento padrão.

Os coeficientes de calibração em P_{KL} para cada energia da câmara lápis UNFORS Xi foram determinados. A incerteza expandida foi estimada em 4,3 % para energias de 100 e 120 kV e 4,4 % para a energia de 150 kV, para um fator de abrangência K igual a 2. A finalidade desta prática foi calibrar o sistema dosimétrico para os trabalhos de campo na medida de P_{KL} .

Tabela 17. Coeficiente de calibração da câmara lápis UNFORS Xi nas radiações de referência RQT.

Radiações de referência	Câmara RC- 3CT	Câmara UNFORS Xi	
	Taxa P_{KL} (mGy.cm.s ⁻¹)	Taxa de Leitura (“mGy”.s ⁻¹)	Coefficiente de calibração (mGy.cm/“mGy”)
RQT8	0,311 (4,1 %)	0,342 (0,2 %)	0,909 (4,3 %)
RQT9	0,471 (4,1 %)	0,505 (0,1 %)	0,932 (4,3 %)
RQT10	0,752 (4,1 %)	0,805 (0,1 %)	0,934 (4,4 %)

Os resultados indicam que o sistema dosimétrico possui uma dependência energética máxima de 2,8 % no intervalo de energia definido pelas qualidades de referência estudadas.

As Tabelas de 18 a 23 reportam os cálculos para as incertezas expandidas das medidas do P_{KL} com a câmara padrão e do coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi em RQT.

Tabela 18. Incerteza expandida para as medidas do P_{KL} com a câmara padrão- RQT8.

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Câmara Padrão (calibração)	3,0	Retangular	2,0	B	1,5
Câmara Padrão (dependência energética) (máx.)	2,0	Retangular	$\sqrt{3}$	B	1,2
Câmara Padrão (repetit. das medidas) (máx.)	0,05	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,015
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c	2,04				
Incerteza expandida - U (k=2)	4,09				

Tabela 19. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT8

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Medida do P_{KL}	4,09	Normal	2,0	B	2,05
Repetitividade das medidas (máx.)	0,19	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,06
Posicionamento	0,17	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,10
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c	2,17				
Incerteza expandida - U ($k=2$)	4,34				

Tabela 20. Incerteza expandida para as medidas do PKL com a câmara padrão - RQT9.

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Câmara Padrão (calibração)	3,0	Retangular	2,0	B	1,5
Câmara Padrão (dependência energética) (máx.)	2,0	Retangular	$\sqrt{3}$	B	1,2
Câmara Padrão (repetit. das medidas) (máx.)	0,02	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,06
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c	2,04				
Incerteza expandida - U ($k=2$)	4,09				

Tabela 21. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT9

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Medida do P_{KL}	4,09	Normal	2,0	B	2,05
Repetitividade das medidas (máx.)	0,13	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,04
Posicionamento	0,17	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,10
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c	2,17				
Incerteza expandida - U ($k=2$)	4,34				

Tabela 22. Incerteza expandida para as medidas do PKL com a câmara padrão - RQT10.

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Câmara Padrão (calibração)	3,0	Retangular	2,0	B	1,5
Câmara Padrão (dependência energética) (máx.)	2,0	Retangular	$\sqrt{3}$	B	1,2
Câmara Padrão (repetit. das medidas) (máx.)	0,03	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,01
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c	2,04				
Incerteza expandida - U ($k=2$)	4,09				

Tabela 23. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração da câmara UNFORS Xi- RQT10

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Medida do P_{KL}	4,09	Normal	2,0	B	2,05
Repetitividade das medidas (máx.)	0,07	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,06
Posicionamento	0,17	Normal	$\sqrt{3}$	B	0,10
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2	B	0,25
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2	B	0,65
Incerteza combinada – U_c 2,18					
Incerteza expandida - U (k=2) 4,36					

5.2 Sistema de Medidas com Dosímetros Termoluminescentes

Dosímetros termoluminescentes foram caracterizados por meio dos testes de reprodutibilidade e homogeneidade e calibrados em feixes de raios X para serem inseridos em objetos simuladores cilíndricos de polimetilmetacrilato (PMMA), com a finalidade de medir os índices de *kerma* no ar ($C_{a,100}$) em TC.

5.2.1 Dosímetros termoluminescentes MTS-N

O Fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) é um material para aplicações diversas em dosimetria termoluminescente. Os dosímetros do tipo MTS-N (Mg, Ti, sinterizados, abundância natural) foram utilizados para a realização das medidas. Estes dosímetros na forma de pastilhas sólidas e formato circular de diâmetro de 4,5 mm e espessura de 0,9 mm são fabricados pela *Mirion Technologies* e comercializados com a denominação de MTS-N. Antes de iniciar as medidas, o processo de caracterização dos dosímetros foi realizado com a finalidade de garantir a confiabilidade metrológica dos resultados.

5.2.2 Caracterização dos dosímetros MTS-N

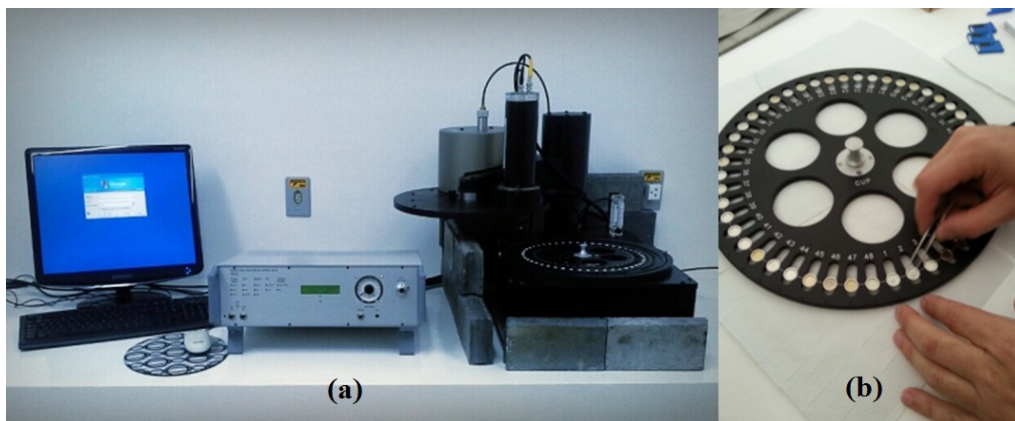
O processo de caracterização foi efetuado para determinar a homogeneidade e a reprodutibilidade de um lote de dosímetros. O teste de homogeneidade garante a uniformidade da sensibilidade dos dosímetros dentro do mesmo lote e a

reprodutibilidade assegura a mesma resposta em uma faixa de dose durante sucessivas irradiações. Conforme determinado pela *International Standardization Organization* (ISO, 1997), na radiologia diagnóstica, para a dosimetria de pacientes deve-se assegurar um fator de homogeneidade (H) $\leq 15\%$ e a reprodutibilidade (R) $\leq 7,5\%$ em um intervalo de confiança de 95%.

5.2.3 Irradiação no leitor TL/OSL – RISØ

Para a seleção do lote de dosímetros TL, as irradiações e medidas foram realizadas em um leitor RISØ, modelo TL/OSL-DA-20 (RISØ - *National Laboratory, Denmark*), apresentada na Figura 36. O leitor possui diversos recursos adequados à investigação de características de materiais termoluminescente, sua função primária é a datação para geocronologia e arqueologia. O leitor é constituído por um sistema de detecção de luz (fotomultiplicadora e filtros), um irradiador beta, um módulo com pré-amplificador da fotomultiplicadora, controle e programação.

Figura 36. (a) Desenho esquemático do leitor RISØ TL/OSL; (b) Carrossel de amostras ou plataforma giratória com 48 posições para inserção dos dosímetros TL.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

O equipamento conta com um carrossel com capacidade para 48 dosímetros TL e possui instalada uma fonte radioativa com beta ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$), com atividade de 1,48 GBq (em 21/11/2011) e meia vida de 29,1 anos. A fonte está fixada em um disco de aço inoxidável ativado pneumaticamente dentro do irradiador e controlado por um programa de edição sequencial, fornecido pelo fabricante do equipamento, que permite sequenciar as medições a serem realizadas e outro programa de análise que é usado para observar as curvas de emissão e de decaimento na análise dos resultados. A fonte beta

incorporada possibilita que os dosímetros TL sejam irradiados quando existir a realização de testes específicos como reprodutibilidade e homogeneidade ou em caso de desenvolvimento de novos materiais. A fotomultiplicadora do sistema é do tipo bialcalino EMI 9235QB, com eficiência máxima de detecção entre 200 e 400 nm.

A taxa de dose no dosímetro sob irradiação foi em torno de 0,01 Gy/s (considerando o atenuador instalado no leitor) e a energia máxima das partículas beta é de 2,27 MeV. O sistema leitor permite realizar medições do dosímetro TL com taxas de aquecimento de 0,1 a 10 °C/s, sendo capaz de atingir uma temperatura máxima de 700 °C. As leituras dos dosímetros TL foram realizadas diretamente após as irradiações. Os parâmetros utilizados para a obtenção da curva foram a taxa de aquecimento linear igual a 10 °C/s, temperatura final de 450 °C e o fluxo constante de nitrogênio gasoso de 1 L/min. A curva de emissão foi integrada no intervalo de temperatura entre 150 a 300 °C (RISØ, 2013).

Na seleção, um lote de 300 dosímetros TL foi separado, irradiado e lido. Os dosímetros TL foram colocados em um carrossel permitindo o posicionamento sob o irradiador beta para irradiação com o *kerma* no ar conhecido de 12,5 mGy. Uma nova rotação do carrossel permitiu o posicionamento dos dosímetros na localização de leitura, em uma câmara abaixo da fotomultiplicadora onde foram aquecidos em uma prancheta metálica. Este procedimento se repetiu por várias vezes e os resultados das medidas foram registrados. Para as irradiações e medidas, o lote de dosímetros TL foi separado em sete grupos obedecendo à limitação de posições do carrossel.

5.2.4 Resultados da caracterização dos dosímetros MTS-N

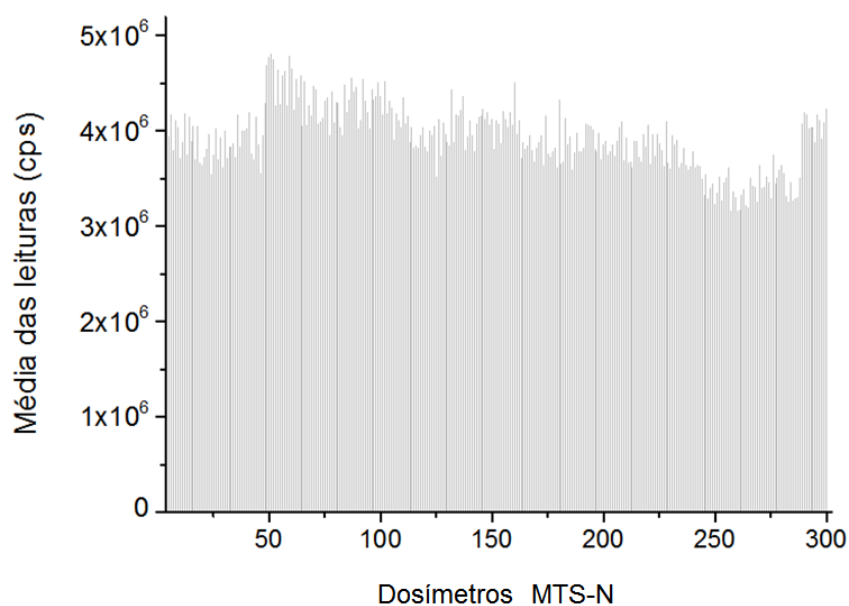
Os resultados da caracterização do lote de dosímetros TL, realizadas no sistema do leitor RISØ, basearam-se nos cálculos para a determinação da sensibilidade individual dos dosímetros TL foram determinados pela Equação 16.

$$v = \frac{s}{L} \cdot 100 \quad (16)$$

onde *s* é o desvio padrão e *L* é a média das leituras obtidas no lote.

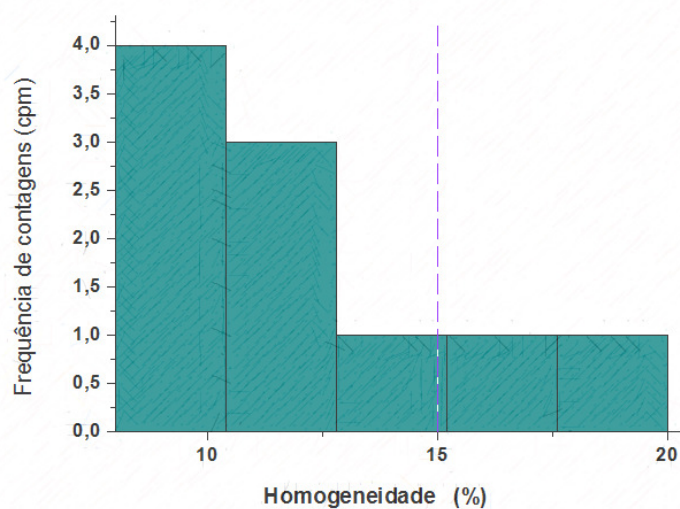
A média das leituras (cps) das 10 irradiações repetidas para cada grupo do lote de dosímetros TL está apresentada no gráfico da Figura 37.

Figura 37. Homogeneidade dos dosímetros MTS-N.



A fim de obter uma melhor homogeneidade do lote, os dosímetros TL que apresentaram leituras extremas foram retirados do experimento. Das irradiações realizadas 20 % apresentaram valores superiores a 15 % de homogeneidade, onde os valores máximos encontrados foram de 16,7 % e 18,1 %, num intervalo de confiança de 95 %. O histograma da Figura 38 apresenta a quantidade de dosímetros TL que possuem a mesma frequência de homogeneidade.

Figura 38. Frequência da homogeneidade dos dosímetros TL.



O requisito de desempenho dos dosímetros quanto à reprodutibilidade dado pela norma ISO/1997 é $\leq 7,5 \%$ (Equação 17), em um intervalo de confiança de 95 % (Equação 18).

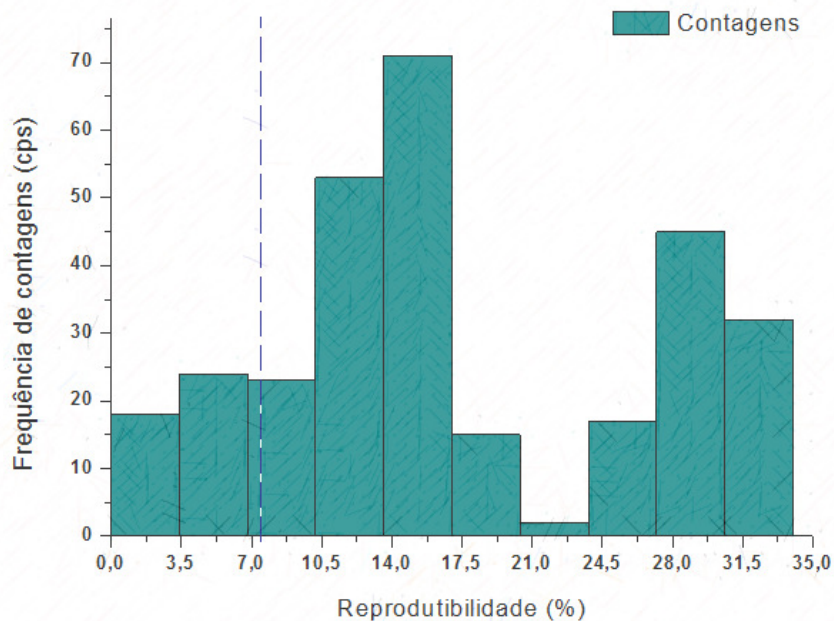
$$R(\%) = \frac{(s + I_s)}{\bar{L}} \cdot 100 \quad (17)$$

$$I_s(95\%) = (t_s \cdot s) \sqrt{\frac{0,5}{n - 1}} \quad (18)$$

onde s é o desvio padrão de cada dosímetro, I_s o intervalo de confiança de 95 %, $\bar{L}$ é a média das leituras de cada dosímetro (cps), n é o número de repetições de irradiações e t_s é o valor do *t-student* igual a 2,26 referente às 10 medidas realizadas.

O histograma da Figura 39 apresenta a quantidade de dosímetros quanto a sua frequência de reprodutibilidade.

Figura 39. Frequência da reprodutibilidade dos dosímetros TL.



Dos dosímetros TL irradiados, 46 % apresentaram valores superiores aos 7,5 % de reprodutibilidade e não foram usados nas medidas. Um grupo de 162 dosímetros TL foi utilizado na calibração e nas medidas de campo.

5.2.5 Leitor RADOS RE2000-A

Após a caracterização dos dosímetros TL, o lote selecionado foi calibrado no sistema de leitura RADOS (TL, *slides e holders*). Uma sequência de procedimentos foi seguida para a calibração destes dosímetros no leitor. Os dosímetros numerados foram lidos por duas vezes para determinar a leitura zero (BG) de cada TL, estes valores foram registrados no leitor. Um lote de 20 dosímetros TL foi separado para a calibração do leitor e para o cálculo dos fatores de sensibilidade de cada TL (*element correction coefficient*).

O grupo de dosímetros TL da calibração do leitor com seus *slides e holders* (branco e azul) foram irradiados com uma dose conhecida (D_{RCF}) de 5 mSv, sendo que no sistema de irradiação, os dosímetros TL foram colocados nos *slides* (branco) em uma placa de acrílico para assegurar o equilíbrio eletrônico na irradiação. Após a irradiação os *slides* foram colocados em cassetes para a leitura dos mesmos. Estes dosímetros são numerados e associados às leituras em um arquivo específico de calibração do leitor. A média das medidas ($S_{média-P1}$) é calculada considerando a posição de cada dosímetro TL no slide (posição 1, posição 2 e posição 4). O fator de calibração do leitor (*reader calibration factor*) foi determinado pela razão do D_{RCF} e das médias das medidas dos dosímetros TL. O sistema RADOS registra este fator de calibração, RCF. Quando irradiados e lidos no processo acima, o sistema armazena as leituras e médias das medidas para todas as posições do *slide* nas posições S_{P1} , S_{P2} , S_{P4} . Os dosímetros foram irradiados nas condições recomendadas para a grandeza que se deseja avaliar.

A razão entre o valor do D_{RCF} (5 mGy) e as médias das medidas efetuadas calculou-se o fator de calibração do leitor, que foi igual a 0,685.

5.2.6 Calibração dos dosímetros TL-MTS-N

Após a caracterização dos dosímetros TL, quinze deles foram irradiados na qualidade de referência RQT9. Para o controle das medições, seis dosímetros TL foram mantidos no

laboratório para medidas da radiação de fundo (BG), seis irradiados no irradiador de ^{137}Cs para o controle de qualidade do sistema e outros seis para padrão de campo.

As medidas de *kerma* no ar, livre no ar, foram efetuadas com uma câmara de ionização calibrada da Radcal Corporation, modelo RC6 conectada ao eletrômetro. Os dosímetros TL foram posicionados em um suporte de isopor, conforme apresentado na Figura 40, e irradiados com 5mGy de *kerma* no ar simultaneamente à câmara de ionização. Todo o sistema foi posicionado com seu eixo longitudinal perpendicular ao campo, a 150 cm do ponto focal do tubo de raios X, no centro do campo de radiação uniforme de 20 cm de diâmetro.

Figura 40. Posicionamento da câmara de ionização e dosímetros TL na irradiação.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A taxa de *kerma* no ar $\dot{K}(\text{mGy.s}^{-1})$ foi determinada segundo a Equação 19:

$$\dot{K} = \frac{\bar{L}}{t} \cdot N_k \quad (19)$$

onde $\bar{L}$ é a média das leituras em mGy obtidas com a câmara RC6; t é o tempo de integração de cada medida em 120 segundos; N_k é o coeficiente de calibração em mGy.nC^{-1} da câmara de ionização para a radiação de referência. Embora a calibração da câmara RC6 tenha sido realizada em qualidades de feixes diferentes da RQT, adotou-se o coeficiente de calibração igual a 4,43 mGy/nC com a incerteza máxima de 5 % (VIEGAS, 2011).

Diferentes parâmetros (tensão, corrente e filtração adicional) foram utilizados para obter o coeficiente de calibração ($N_{K,RQTi}$) em RQT9. A Tabela 24 apresenta os parâmetros utilizados na calibração dos dosímetros TL na referida energia.

Tabela 24. Radiações de referência em TC.

Radiação de Referência	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração (mm)	Camada Semi redutora (mmAl)
RQT 9	120	10	3,5 Al + 0,211 Cu	8,37

Fonte: OLIVEIRA, 2011.

O coeficiente de calibração foi obtido a partir da Equação 20:

$$N_{K,RQ,Ti} = \frac{K_{ar}}{\bar{L}_i} \quad (20)$$

onde K_{ar} representa o valor do *kerma* no ar e $\bar{L}_i$ a leitura média.

Para o controle de qualidade, os dosímetros TL foram irradiados em feixes gama de ^{137}Cs , no irradiador Gama STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85, com 1 mGy de *kerma* no ar, livres no ar, distanciado de 1,0 m da fonte, em condições de equilíbrio eletrônico.

5.2.7 Resultados da calibração dos dosímetros MTS-N

As incertezas estimadas na calibração dos dosímetros TL (Tabela 25) foram calculadas para o fator de abrangência k igual a 2 num intervalo de confiança de 95,5 %.

A calibração foi realizada utilizando os seguintes parâmetros, taxa de *kerma* no ar (0,0260 mGy.s⁻¹), tempo de irradiação (192,6 s) e valor calculado de *kerma* no ar foi igual a 4,65 mGy. O valor calculado do coeficiente de calibração em RQT9 foi de $6,217 \times 10^{-06}$ “mGy”/mGy com a incerteza expandida de 19,5 %.

Tabela 25. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos dosímetros TL RQT9

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Calibração da câmara RC6	0,95	Retangular	2,0	B	0,48
Resolução da medida com a câmara RC6	0,61	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,35
Repetitividade das medidas câmara RC6	0,10	Normal	$\sqrt{7}$	A	0,04
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2,0	B	0,25
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2,0	B	0,65
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Posicionamento dos dosímetros TL	0,17	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,10
Dosímetro (Reprodutibilidade)	7,5	Retangular	$\sqrt{3}$	B	4,33
Dosímetro (Homogeneidade)	15,0	Retangular	$\sqrt{3}$	B	8,66
Dosímetro TL (desvio padrão)	2,31	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,73
Incerteza combinada – U_c	9,75				
Incerteza expandida - U ($k=2$)	19,5				

Os resultados evidenciam a importância da calibração dos dosímetros em feixes de raios X, nas qualidades RQT, para evitar o erro de superestimação se os dosímetros fossem calibrados apenas no feixe gama de ^{137}Cs .

5.3 Sistema de Medidas dos Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos foram preparados e calibrados em feixes de raios X para serem utilizados em objetos simuladores cilíndricos de PMMA, com a finalidade de medir os índices de *kerma* no ar ponderados (C_w) e compará-los com as outras técnicas de medidas a situações idênticas de irradiação no equipamento de TC.

5.3.1 Filmes radiocrômicos

O filme radiocrômico Gafchromic XR-CT, fabricação da ASHLAND, é geralmente utilizado para medir a largura do feixe de raios X e o alinhamento de posição de varreduras de TC. Este filme possui alta precisão e sua escala impressa permite determinar as posições de luz e ampo de radiação, e a largura do corte do feixe com uma única exposição. Possuem dimensões de 1,91 x 12,70 cm, podem ser cortados e

manuseados em luz ambiente, são sensíveis a doses superiores a 0,1 cGy e inferiores a 20 cGy. Em altas temperaturas verifica-se um aumento da absorvância.

5.3.2 Calibração dos filmes radiocrômicos

O procedimento de calibração dos filmes foi semelhante ao adotado para a calibração dos dosímetros TL. As medidas de *kerma* no ar foram efetuadas com uma câmara de ionização RC6, adotando-se o coeficiente de calibração para a qualidade RQT com uma incerteza máxima de 5 %. Tiras de filmes com dimensões de 100 x 9 mm² foram posicionadas em um suporte de isopor justapostas à câmara de ionização conforme ilustra a Figura 41. Assim sendo os filmes e a câmara de ionização, foram irradiados simultaneamente, posicionados com seu eixo longitudinal perpendicular ao campo, a 150 cm do ponto focal do tubo de raios X, no centro do campo de radiação uniforme de 20 cm de diâmetro (AGFA, 2003).

Figura 41. Posicionamento da câmara de ionização e filmes radiocrômicos na irradiação.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A calibração dos filmes foi realizada com *kerma* no ar de 5, 10, 20 e 30 mGy e suas curvas de calibração foram obtidas para converter o escurecimento do filme em valores de *kerma* no ar, nas duas radiações de referência RQT8 e RQT9. Essa faixa de valores de *kerma* no ar foi escolhida por ser esta a região encontrada nas exposições em varreduras por TC.

Concluída a irradiação, os filmes expostos foram digitalizados usando um escâner em modo de reflexão, modelo Scanjet G4050, a fim de avaliar as leituras em função das doses através de imagens digitais. Os parâmetros de digitalização utilizados foram o

modo RGB (48 bits) e 300 ppi. O canal vermelho foi selecionado para a calibração e para as medidas dos filmes radiocrômicos por possuírem um pico principal de absorção na região do espectro visível (636 nm). Com o *software ImageJ* foram obtidos os valores numéricos correspondentes ao escurecimento de cada filme.

Este *software* indica as variações de intensidade de cor e as converte em valores numéricos de uma escala arbitrária de tons de cinza. Nesta escala, o preto indica zero e o branco o maior valor da escala, entretanto deve-se usar o negativo da imagem, porque tons mais escuros indicam maior dose. Assim é obtida a curva de variação de intensidade na escala de cinzas.

5.3.3 Resultados da calibração dos filmes radiocrômicos Gafchromic XR-CT

Como em todos os procedimentos de calibração anteriores, para a calibração do filme radiocrômico adotou-se o coeficiente de calibração da câmara RC6 igual a 4,43 mGy/nC com a incerteza máxima de 5 % (VIEGAS, 2011). Os parâmetros, de *kerma* no ar, valor médio da escala de cinzas com seus respectivos desvios-padrão e os valores calculados do coeficiente de calibração para as duas radiações de referências estão apresentados na Tabela 26.

Tabela 26. Coeficientes de calibração em termos de mGy/un. pixel nas qualidades de referência RQT8 e RQT9 com as respectivas incertezas expandidas

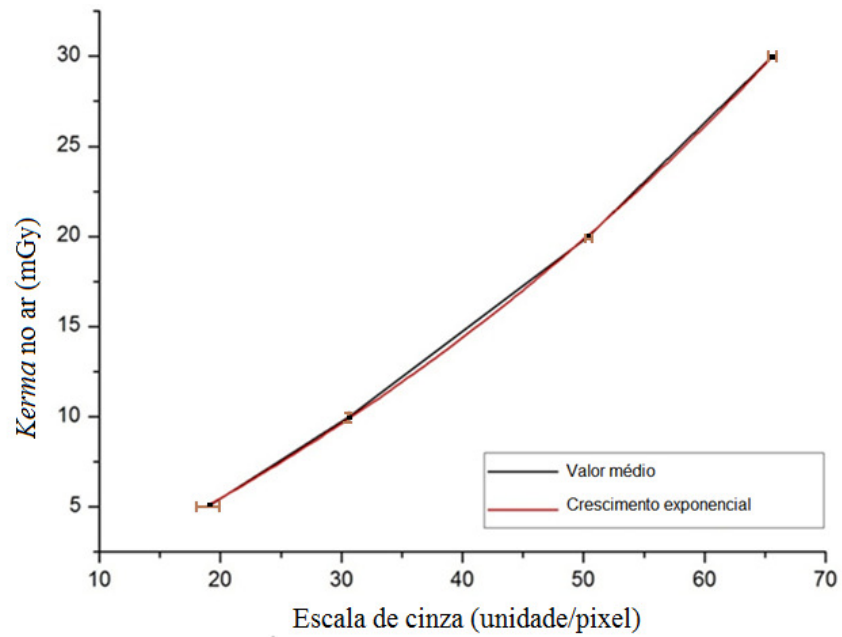
<i>Kerma</i> no ar (mGy)	RQT8		RQT9	
	Valor Médio (escala de cinzas)	Coef. de calibração (mGy/un. pixel)	Valor Médio (escala de cinzas)	Coef. de calibração (mGy/un. pixel)
5	18,95 (4,9 %)	0,264 (3,6 %)	18,56 (1,9 %)	0,269 (2,2 %)
10	30,65 (0,2 %)	0,326 (1,9 %)	30,78 (0,6 %)	0,325 (1,9 %)
20	50,40 (0,5 %)	0,397 (1,9 %)	51,20 (0,5 %)	0,391 (1,9 %)
30	65,59 (0,5 %)	0,457 (1,9 %)	66,47 (0,3 %)	0,451 (1,9 %)

Após a irradiação dos filmes suas imagens digitalizadas permitiram obter os valores de intensidade em escala de cinzas. O filme não irradiado apresentou um valor de BG

(radiação de fundo) igual a 43,11 na escala de cinzas e para os cálculos de intensidade dos filmes irradiados subtraindo-se o valor do BG.

As curvas das Figuras 42 e 43 correlacionam os valores de intensidade na escala de cinzas, e os valores de *kerma* no ar em mGy.

Figura 42. Curva de calibração do filme radiocrômico - RQT8.

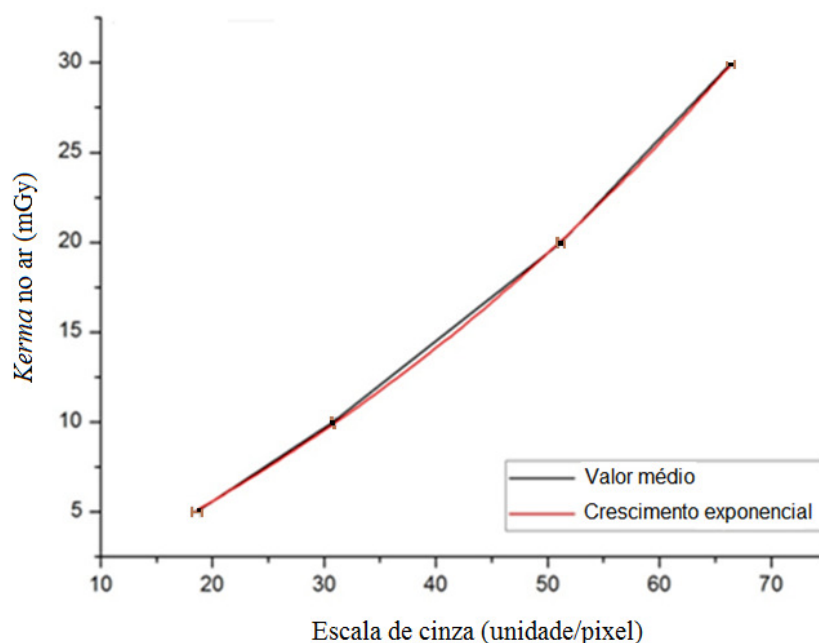


A curva da Figura 42 pode ser representada pela equação 22:

$$K = 21,76 \cdot e^{\frac{v_{cinza}}{73,57}} - 23,11 \quad (22)$$

onde K é o índice de *kerma* no ar e v_{cinza} é o valor de escurecimento do filme.

Figura 43. Curva de calibração do filme radiocrômico - RQT9.



A curva da Figura 43 pode ser representada pela equação 23:

$$K = 18,91 \cdot e^{\frac{vcinza}{68,83}} - 19,69 \quad (23)$$

onde K é o índice de *kerma* no ar e $vcinza$ é o valor de escurecimento do filme.

As equações permitem calcular o valor de *kerma* no ar em função da intensidade da escala de cinza. Os resultados do coeficiente de calibração do filme para as tensões de 100 e 120 kV não apresentam grande variação em sua intensidade para os mesmos valores de *kerma* no ar. Porém para as duas energias a variação do coeficiente de calibração apresenta uma resposta não linear com o *kerma* no ar. O valor de *kerma* no ar de 5 mGy indica uma diferença de 2% e acima de 10 mGy a diferença do *kerma* no ar foi de 0,4%.

As Tabelas de 27 e 28 reportam os cálculos para as incertezas expandidas das medidas do coeficiente de calibração do filme radiocrômico em RQT8 e RQT9, considerando o valor de *kerma* no ar igual a 5 mGy. As demais incertezas foram calculadas de forma similar.

Tabela 27. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos filmes radiocrômicos em *kerma* no ar igual a 5 mGy– RQT8

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Calibração da câmara RC6	0,95	Retangular	2,0	B	0,48
Resolução da medida com a câmara RC6	0,61	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,35
Repetitividade das medidas câmara RC6	0,10	Normal	$\sqrt{7}$	A	0,04
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2,0	B	0,25
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2,0	B	0,65
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Posicionamento dos filmes radiocrômicos	0,27	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,16
Filme radiocrômico (desvio padrão)	4,92	Normal	$\sqrt{10}$	A	1,56
Incerteza combinada – U_c 1,82					
Incerteza expandida - U ($k=2$) 3,63					

Tabela 28. Incerteza expandida para o coeficiente de calibração dos filmes radiocrômicos no *kerma* no ar igual a 5 mGy– RQT9

Fonte de incerteza –	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Tipo de incerteza	Incerteza padrão (%)
Calibração da câmara RC6	0,95	Retangular	2,0	B	0,48
Resolução da medida com a câmara RC6	0,61	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,35
Repetitividade das medidas câmara RC6	0,10	Normal	$\sqrt{7}$	A	0,04
Termômetro (calibração)	0,5	Retangular	2,0	B	0,25
Termômetro (resolução)	0,1	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,06
Barômetro (calibração)	1,3	Retangular	2,0	B	0,65
Barômetro (resolução)	0,05	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,03
Posicionamento dos filmes radiocrômicos	0,27	Retangular	$\sqrt{3}$	B	0,16
Filme radiocrômico (desvio padrão)	1,95	Normal	$\sqrt{10}$	A	0,62
Incerteza combinada – U_c 1,12					
Incerteza expandida - U ($k=2$) 2,24					

5.4 Conclusão

Neste capítulo a confiabilidade metrológica da câmara de ionização tipo lápis, dos dosímetros TL e do filme radiocrômico foi estudada. Na faixa de tomografia, os três sistemas dosimétricos apresentaram pequena variação da resposta com a energia do feixe de raios X ($< 3\%$). O filme radiocrômico evidenciou uma alta não linearidade em termos de *kerma* no ar. Quanto às incertezas das medidas, a técnica dosimétrica com a câmara de ionização e o filme radiocrômico apresentaram o melhor desempenho com $4,4\%$ de incerteza para a câmara e $3,6\%$ para o filme radiocrômico quando comparados com 20% da técnica dosimétrica por TL.

Capítulo 6

DOSIMETRIA EM VARREDURAS DE TRONCO EM TC

Este estudo caracterizou a distribuição de *kerma* no ar em exames de tomografia computadorizada para varreduras de tronco permitindo comparar suas distribuições em diversos níveis do volume irradiado e em pontos específicos. Foram comparados os valores das medidas de *kerma* no ar específicos de TC utilizando técnicas diferentes de medidas a saber: a da câmara de ionização tipo lápis UNFORS, a de dosímetros TL-MTS-N e filmes radiocrômicos GAFCHROMIC XR-CT. As medidas foram realizadas em um equipamento *Light Speed VCT*, modelo *scanner Healthcare Bright Speed* (GE Medical Systems, Inc., Chicago, IL) - General Eletric (GE).

Devido à sua geometria e uso a tomografia é uma modalidade que tem seu próprio conjunto de parâmetros específicos para determinação do *kerma* no ar fornecido ao paciente. O índice de *kerma* no ar é a grandeza dosimétrica definida como a média ponderada do índice de *kerma* no ar em tomografia medida no centro do simulador e nas regiões periféricas.

6.1 Medidas Experimentais do Índice de *Kerma* no ar em TC

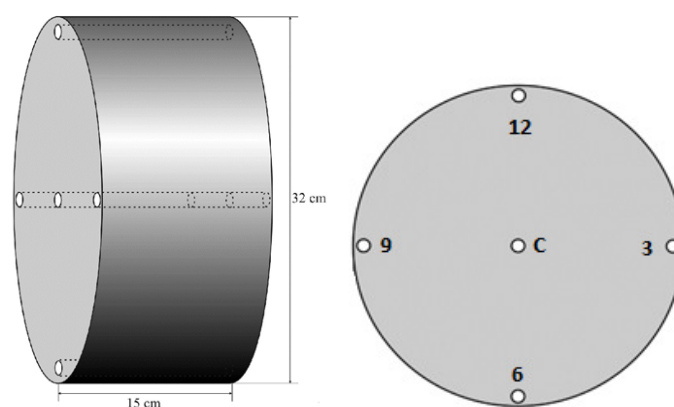
As medidas foram realizadas em termos de *kerma* no ar, com varreduras axiais e helicoidais. Utiliza-se uma câmara específica no ar ou em um simulador padrão de polimetilmetacrilato (PMMA) para representar o índice de *kerma* no ar, $C_{100,ar}$ e o índice de *kerma* no simulador, $C_{100,PMMA}$, em varreduras axiais para as medidas com as câmaras de ionização. Varreduras helicoidais foram feitas para as medidas com os dosímetros TL e filmes radiocrômicos.

O TC de marca *Healthcare Bright Speed* (GE Medical Systems, Inc., Chicago, IL) é um *multislice* de terceira geração, com 64 canais (o tubo e a série de detectores estão ligados à mesma estrutura rotativa e movem-se simultaneamente). A matriz do detector é caracterizada por 912 linhas x 64 canais para um total de 58.368 elementos detectores de estado sólido. Possui uma abertura do *gantry* de 70 cm e permite varreduras rotacionais de 360° com um tempo de rotação variável entre 0,35 e 2,00s e espessuras

de corte que variam entre 0,625 mm e 10 mm, nas seguintes combinações de (64 x 0,625) mm, (32 x 1,25) mm, (16 x 2,5) mm, (8 x 5) mm e (4 x 10) mm. Outro recurso útil é a capacidade de reconstruir imagens após o escaneamento com espessuras variáveis de imagem, sendo possível na aquisição do modo helicoidal. Quatro configurações de potência do tubo de raios X estão disponíveis 80, 100, 120 e 140 kVp, os parâmetros de irradiação variam entre 10 e 700 mA ajustável com incremento de 5 mA (GE HEALTHCARE, 2009).

Durante o desenvolvimento dos procedimentos de dosimetria TC, um simulador cilíndrico de acrílico de PMMA foi utilizado. Este simulador cilíndrico de acrílico possui um diâmetro de 32 cm que representa o tronco, com 15 cm de espessura (na direção do eixo z) e contém orifícios de 1 cm de diâmetro para a inserção de tarugos. Sendo cinco orifícios, um dos orifícios está posicionado no centro do cilindro e os demais na periferia defasados de 90° e afastados da borda de 10 mm. O diâmetro dos orifícios é de 12,67 mm e 150 mm de comprimento. Este objeto simulador foi desenvolvido especificamente para aplicações em TC. O objeto simulador de tronco em PMMA, com os cinco cilindros acoplados foi posicionado como 3, 6, 9 e 12 h, conforme o relógio (Figura 44).

Figura 44. Desenho esquemático do objeto simulador de tronco (PMMA).

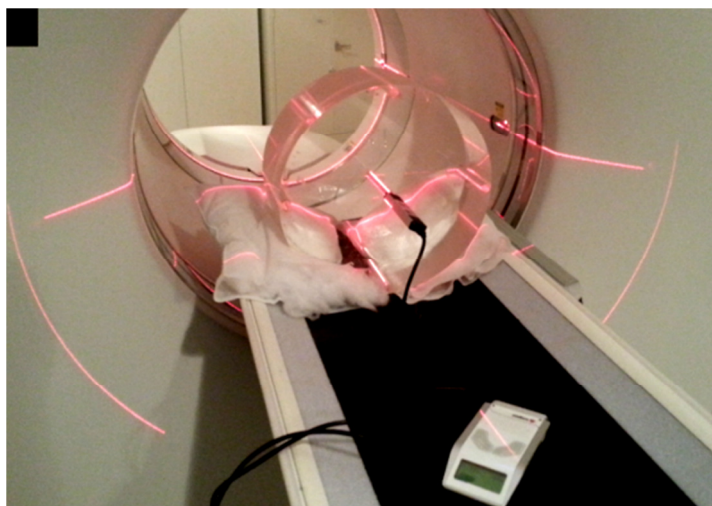


Fonte: Acervo próprio, 2016.

Realizou-se um conjunto de medidas para a determinação das grandezas dosimétricas do índice de *kerma* no ar ponderado, C_w , e do índice de *kerma* no ar volumétrico, C_{vol} . O posicionamento do simulador foi efetuado com o auxílio dos feixes de laser no plano de rotação do TC.

Primeiramente o simulador de tronco foi colocado na mesa do tomógrafo com duas esponjas de suporte para evitar o deslocamento do mesmo durante os procedimentos das medidas. A superfície transversal do simulador foi colocada paralelamente ao plano de corte xy do TC com o eixo de rotação z do sistema coincidindo com o eixo longitudinal do simulador e o plano de corte coincidindo com o centro do comprimento do simulador. Um topograma foi realizado a fim de conferir o posicionamento do simulador e marcar a região de varredura (Figura 45). Nesta imagem é possível observar a distribuição espacial dos quatro cilindros periféricos com a câmara de ionização conectada ao eletrômetro em relação ao *gantry*.

Figura 45. Posicionamento do objeto simulador de tronco no equipamento de TC.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

6.2 Protocolo Utilizado nas Medidas Experimentais

Em 2010, um grupo de trabalho da American Association of Physicists in Medicine, AAPM, desenvolveu um protocolo de TC de referência, que foram definidos como protocolos adequados para as tarefas de diagnósticos específicos em TC. Os protocolos publicados fornecem valores clínicos típicos para uma amostragem de modelos de tomógrafos atualmente disponíveis, que nem sempre coincidem com os protocolos de referência fornecidos pelo fabricante (Tabela 29). Todas as medidas de *kerma* no ar experimentais foram obtidas com o mesmo arranjo, para garantir as mesmas condições de irradiação e de posicionamento dos sistemas, da câmara de ionização tipo lápis, dos dosímetros TL e dos filmes radiocrômicos. O topograma foi realizado com os seguintes

parâmetros: lateral, 120 kV, 10 mA. Na determinação do C_w , para medidas com a câmara, foram necessárias varreduras no modo axial, portanto alguns parâmetros foram alterados para adequação do teste e serão apresentados nos resultados das medidas.

Tabela 29. Rotina (axial) adulto para tórax indicado pela AAPM.

GE – Light Speed Pro 16	Parâmetro de tórax
Tipo scan	Helicoidal*
Tempo de rotação (s)	0,5
Colimação (mm)	20
Configuração do detector	64 x 0,625 (40 mm, 64i)
Intervalo (mm)	39,37
Tensão (kV)	120
Corrente (mA)	100-650 (270)
<i>Pitch</i>	1,35
Índice de ruído	11,57
SFOV	Largo
C_{vol} (mGy)	-

Fonte: AAPM, 2010

* Varredura realizada no modo axial.

A Tabela 30 apresenta os valores aproximados de referência para o índice de *kerma* no ar volumétrico, C_{vol} , para tórax, em um equipamento da GE. Estes valores serão comparados com os resultados obtidos no experimento utilizando o simulador em condições bem específicas. O C_{vol} registrado no relatório do tomógrafo para um paciente, de um determinado tamanho, deve ser semelhante ao dado pela AAPM, mas não necessariamente correspondente.

Tabela 30. Valores de referência de índice de *kerma* no ar indicados para tomógrafos da GE, C_{vol} (mGy), em diferentes tamanhos de pacientes adultos em exames de TC.

Peso (kG)	Tórax C_{vol} (mGy)	Rotina tórax, abdome / pélvis separados - C_{vol} (mGy)		Rotina tórax, em conjunto abdome / pélvis C_{vol} (mGy)
		Tórax	Abdome/pelvis	
50-70 - Pequenos	4 -10	6 -11	10 -17	7 - 16
70-90 - Médio	8 -16	10 -18	15 - 25	11 - 24
90-120 - Grandes	14 – 22	13 – 23	22 – 35	14 – 34

Fonte: AAPM, 2010

6.3 Leituras dos Dosímetros de Campo MTS-N

A leitura dos dosímetros TL foi realizada em um leitor modelo RE-2000-A da Mirion Technologies RADOS, os tratamentos térmicos padrão adotados para a pré leitura e a leitura dos dosímetros TL de foi de 150 °C e de 16,5 s e 300 °C, respectivamente.

Este leitor processa automaticamente até 200 cartões de dosímetros individuais ou 800 dosímetros TL em uma carga. O método de contagem utilizado fornece uma excelente razão sinal-ruído para a medição. Apresenta características importantes que possibilitam a correção automática das leituras dos dosímetros TL individualmente, através do software win TLD pro. Todos os dosímetros TL foram aquecidos e lidos no leitor RADOS. Os dosímetros TL foram colocados em um cassete e em seguida realizadas as leituras. Durante a leitura o TL é levantado por agulha de vácuo na câmara de medição no interior do leitor. A luz emitida é medida com um fotomultiplicador, o sinal do tubo fotomultiplicador é amplificado e medido como sistema eletrônico. O sistema obtém informações sobre o número de impulsos contados em cada cristal. A contagem obtida é proporcional à dose acumulada no TL. Comparando-o com o número de contagens do dosímetro TL calibrado calcula-se a dose para o dosímetro TL de interesse. A calibração do sistema de leitura foi realizada no início dos trabalhos.

Todas as leituras obtidas foram convertidas para *kerma* no PMMA, considerando que as calibrações dos dosímetros TL e dos filmes radiocrômicos foram realizadas livre no ar, utilizou-se uma razão entre os coeficientes de atenuação do PMMA ($1,5485 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$) e do ar ($1,4485 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$), no qual a razão PMMA/ar é de $1,0682 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$ (NIST, 2011).

6.4 Determinação do Índice de *Kerma* no Ar Ponderado Medido com a Câmara de Ionização Tipo Lápis.

Foram adquiridas leituras com a câmara de ionização no centro (C) e nos quatro pontos periféricos (3, 6, 9, 12) do simulador, sendo que enquanto a câmara se encontrava introduzida num destes pontos os outros estavam preenchidos por estruturas cilíndricas feitas do mesmo material do simulador (cilindros).

As medidas foram adquiridas em modo sequencial, com a mesa estacionária, para uma rotação axial completa do *gantry* tendo como ponto de referência o centro do simulador.

Em todos os pontos foram adquiridas sete medidas, com objetivo de determinar a repetibilidade das mesmas, tendo sido considerado a média das leituras obtidas. As grandezas dosimétricas C_w e C_{VOL} e P_{KL} foram obtidas em termos de $C_{100,PMMA,c}$ e de $C_{100,PMMA,p}$, que são os índices de *kerma* no ar referentes aos valores do centro e periféricos do objeto simulador, de acordo com as Equações 5, 7, e 8.

A

Tabela 31 apresenta o índice de *kerma* no ar ponderado e o P_{KL} (Gy.cm) para diferentes tensões medidas com a câmara de ionização tipo lápis, com os seguintes parâmetros; carga: 200 mAs; espessura: 5,0 x 8i mm; incremento: 40 mm; tempo de rotação: 0,5 s.

Tabela 31. Índice de *kerma* no ar ponderado e o produto *kerma* no ar comprimento dos valores de medidas de TC de tórax para diferentes tensões com a câmara lápis.

Tensão (kV)	Medida (mGy) C_{centro}	Medida (mGy) $C_{periferia}$	Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado (mGy) C_w	P_{KL} (mGy.cm)
80	1,28 (4,3 %)	3,24 (10,0 %)	2,59 (11,3 %)	2,59
100	2,77 (4,3 %)	6,09 (8,3 %)	4,99 (9,7 %)	4,99
120	5,65 (4,3 %)	11,60 (9,6 %)	9,62 (11,3 %)	9,62
140	7,07 (4,3 %)	13,64 (8,4 %)	11,45 (9,7 %)	11,45

As doses registradas são proporcionais com o aumento da tensão, cerca de 50 % na região periférica e na central para as tensões menores que 120 kV. Um aumento próximo de 20 % é apresentado na tensão de 140 kV. O maior valor de *kerma* no ar registrado foi na região periférica no ponto médio do eixo longitudinal de 13,64 mGy (8,4 %) e o menor valor encontrado foi na região central 1,28 (4,3 %) para a varredura, na região central, na tensão de 80 kV.

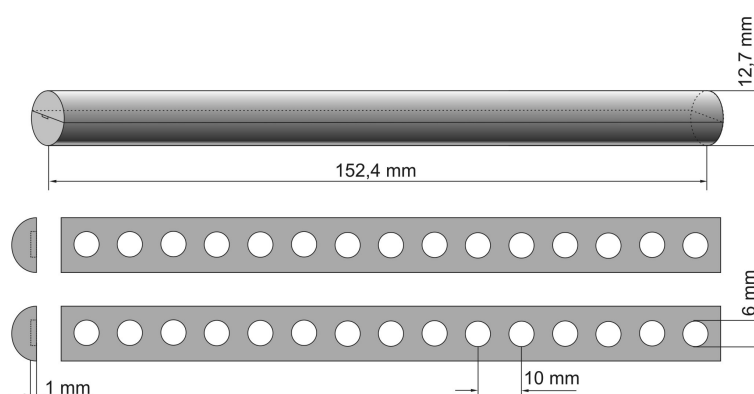
Através da varredura do volume do objeto simulador de tórax foi possível avaliar que a região periférica apresenta maiores valores de dose em relação a região central, conforme observado no resultado da variação do perfil de dose no interior do objeto simulador de tronco. Para o exame de tórax a maior redução na variação do tubo de raios X, considerando o mesmo mAs para as quatro tensões aplicadas, foi de aproximadamente 23 %.

6.5 Determinação do Índice de *Kerma* no Ar Ponderado Medido com o Dosímetro TL.

Após a realização das medidas com a câmara de ionização o posicionamento do simulador foi mantido. Para a determinação da variação do perfil de dose no tórax utilizando dosímetros TL com o simulador de tronco, os tarugos e a câmara de ionização foram substituídos pelo grupo de cinco tarugos que continham os dosímetros TL.

Os cinco tarugos que se encaixam no objeto simulador foram preparados para a acomodação de 15 dosímetros TL, em cada um. Os dosímetros foram posicionados ao longo do eixo longitudinal destes tarugos. Para isso, foram realizadas aberturas no centro dos tarugos e mais sete aberturas de cada lado, separados de 10 mm. A Figura 46 apresenta a posição das aberturas para a acomodação dos dosímetros no interior do objeto simulador.

Figura 46. Desenho esquemático dos cilindros de PMMA com aberturas para o posicionamento dos dosímetros.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

O posicionamento do objeto simulador, com os dosímetros TL inseridos, foi aferido e outro topograma realizado para garantir que não ocorreu deslocamento da mesa. Foi realizada uma varredura de TC com o mesmo protocolo indicado para as medidas com a câmara de ionização para tórax, para cada tensão desejada (100, 120 e 140 kV). A varredura foi feita em todo o volume do objeto simulador, num comprimento de 320 mm, começando 2,5 mm antes da primeira fatia do cilindro e terminando 2,5 mm após a última fatia. Depois de irradiados os dosímetros TL foram recolhidos e lidos no leitor

RADOS juntamente com os dosímetros de controle, o padrão e os dosímetros irradiados, que determinam o controle de qualidade do sistema.

A

Tabela 32 apresenta o índice de *kerma* no ar ponderado para diferentes tensões medidas com os dosímetros TL, com os seguintes parâmetros; carga: 200 mAs; espessura: 5,0 x 8i mm; incremento: 40 mm; tempo de rotação: 0,5 s.

Tabela 32. Índice de *kerma* no ar ponderado, produto *kerma* no ar comprimento e os valores das medidas de TC de tórax para diferentes tensões - dosímetros TL

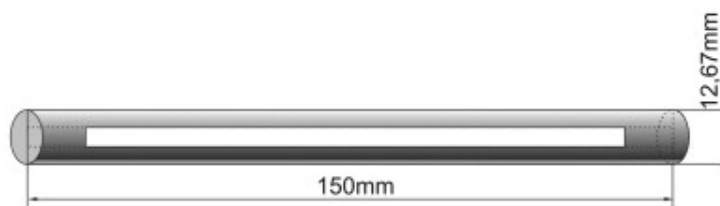
Tensão (kV)	Medida (mGy) C _{centro}	Medida (mGy) C _{periferia}	Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado (mGy) C _w	P _{KL} (mGy.cm)
100	3,45 (20,0 %)	7,56 (20,7 %)	6,72 (23,6 %)	268,8
120	5,80 (19,8 %)	11,47 (22,5 %)	10,40 (22,8 %)	416,0
140	8,45 (19,5 %)	15,48 (19,5 %)	13,14 (19,6%)	525,6

As doses registradas são proporcionais com o aumento da tensão, cerca de 70 % na região periférica e na central. O maior valor de *kerma* no ar registrado foi na região periférica no ponto médio do eixo longitudinal de 15,48 mGy (19,5 %) para a varredura na tensão de 140 kV e o menor valor encontrado foi na região central 3,45 mGy (20,0 %) para a varredura na tensão de 100 kV.

6.6 Determinação do Índice de *Kerma* no Ar Ponderado Medido com Filmes Radiocrômicos.

O último experimento foi realizado com as tiras dos filmes radiocrômicos (8 x 125 mm) posicionados dentro de cinco cilindros de PMMA, cortados ao meio no eixo longitudinal conforme apresentado na Figura 47.

Figura 47. Cilindro de PMMA para acomodação dos filmes radiocrômicos.



Fonte: Acervo próprio, 2015.

Após a realização das medidas com os dosímetros TL, o posicionamento do simulador foi mantido. O grupo de cilindros com dosímetros TL foi substituído pelo grupo de cilindros que continham as tiras de filmes radiocrômicos. O posicionamento do objeto simulador de tórax, com as tiras dos filmes foi verificado para garantir que não ocorreu deslocamento do mesmo, outro topograma foi realizado. Desta forma objeto simulador foi irradiado, para duas tensões desejadas (100 e 120 kV), e o filme radiocrômico registrou o índice de *kerma* no ar.

Após 24 horas da irradiação das tiras e o consequente escurecimento das mesmas foram obtidas as imagens digitalizadas com o auxílio de um escâner. Uma tira de filme não exposta na varredura e que pertencia ao conjunto de tiras utilizadas foi medida. O valor de escurecimento do filme padrão foi subtraído dos valores obtidos nas tiras irradiadas. Após a obtenção das curvas em escala de cinzas essas foram convertidas em curvas de *kerma* no ar utilizando a curva de calibração dos filmes de acordo com as qualidades de referência. A Tabela 33 apresenta o índice de *kerma* no ar ponderado (mGy) para os valores de integração tons de cinza, *kerma* no ar (mGy) e fator de calibração (mGy em tons de cinza⁻¹) para diferentes tensões medidas com os filmes radiocrômicos com os seguintes parâmetros; carga: 200 mAs; espessura: 5,0 x 8i mm; incremento: 40 mm; tempo de rotação: 0,5 s. Para tensão de 100 kV, utilizou-se um fator de calibração de 0,295 tons de cinza⁻¹ e para a tensão de 120 kV o fator de calibração utilizado foi de 0,325 tons de cinza⁻¹.

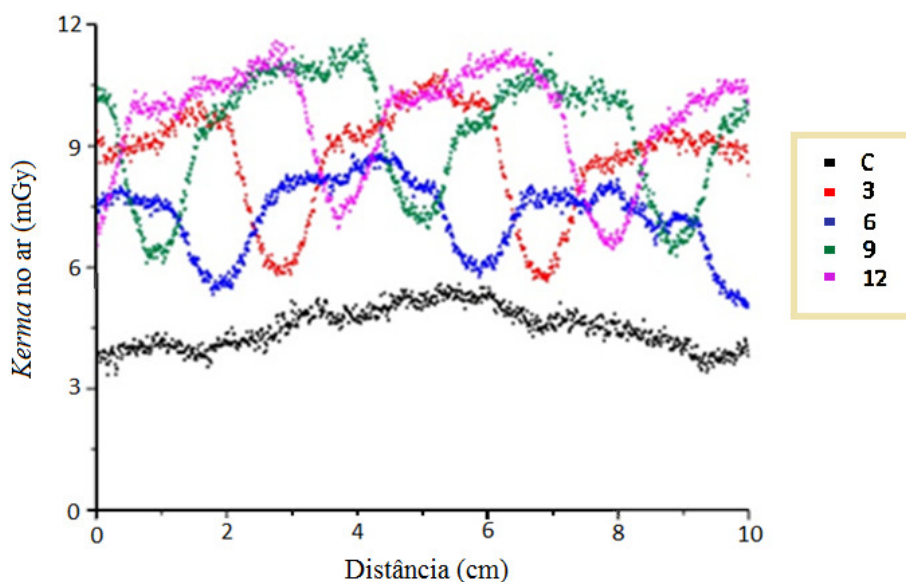
Tabela 33. Índice de *kerma* no ar ponderado, produto *kerma* no ar comprimento e os valores das medidas de TC de tórax com o filme radiocrômico.

Tensão (kV)	Medida (mGy) C_{centro}	Medida (mGy) $C_{\text{periferia}}$	Índice de <i>kerma</i> no ar ponderado (mGy) C_W	P_{KL} (mGy.cm)
100	3,55 (5,9 %)	7,87 (8,7 %)	6,43 (9,2 %)	257,2
120	5,82 (3,2 %)	11,97 (7,6 %)	9,92 (8,6 %)	396,8

A variação do coeficiente de calibração apresentada na calibração do filme devido uma resposta não linear com o *kerma* no ar influencia fortemente nos resultados do C_W . Os índices de *kerma* no ar registrados são proporcionais com o aumento da tensão, cerca de 65 % na região periférica e na central. O maior valor de *kerma* no ar ponderado registrado foi na região periférica no ponto médio do eixo longitudinal de 11,97 mGy (7,6 %), para a varredura na tensão de 120 kV e o menor valor encontrado foi na região central 3,55 mGy (5,9 %) para a varredura na tensão de 100 kV.

A Figura 48 apresenta o perfil de variação de *kerma* no ar, na qualidade RQT9, obtidos em cada uma das cinco posições onde houve o posicionamento das tiras de filmes.

Figura 48. Variação de *kerma* no ar ao longo do eixo longitudinal



As curvas obtidas permitem observar que apesar do uso de um *pitch* muito próximo de 1 (um) o índice de *kerma* no ar nas posições periféricas apresentam vales enquanto que na região central apresenta uma curva com o menor índice de *kerma* no ar.

Na região periférica a curva da posição 6 apresenta menor índice de *kerma* no ar, isso se deve ao fato de que o feixe que atinge perpendicularmente essa região é filtrado pela mesa. O valor do índice de *kerma* no ar maior é registrado na posição 12, por não sofrer atenuação da mesa.

O valor da varredura de 40 mm é corrigido no cálculo do *kerma* no ar, sendo a medida pontual do dosímetro TL igual ao registro da câmara na varredura de 10 mm. Isto se explica porque a câmara registra a irradiação direta mais a radiação espalhada lateralmente e o mesmo ocorre com os dosímetros TL e nos filmes radiocrômicos, que registram também as radiações espalhadas das fatias laterais.

As Tabelas 34 e 35 apresentam os resultados do índice de *kerma* no ar volumétrico para as qualidades de referência RQT8 e RQT9, comparando os três métodos de medidas.

Tabela 34. Índice de *kerma* no ar volumétrico (mGy) nos valores das medidas de TC de tórax para os métodos de medidas, em RQT8.

Grandezas Dosimétricas	Índice de <i>kerma</i> no ar volumétrico (mGy) - Tensão (100 kV)			
	Câmara de Ionização UNFORS Xi	Dosímetro TL MTS-N	Filme Radiocrômico GAFCHROMIC XR-CT	TC Discovery 690 (GE)
$C_{100,C}$	2,77 (4,3 %)	3,45 (20,0 %)	3,55 (5,9 %)	-
$C_{100,P}$ (medio)	6,09 (8,3 %)	7,56 (20,7 %)	7,87 (8,7 %)	-
C_W	4,99 (9,7 %)	6,72 (23,6 %)	6,43 (9,2 %)	-
C_{VOL}	4,99 (9,7 %) *	6,83 (24,4 %) **	6,53 (10,2 %) **	7,89 *

* Medida realizada em modo axial.

** *Pitch* igual a 0,984.

Tabela 35. Índice de *kerma* no ar volumétrico (mGy) nos valores das medidas de TC de tórax para os métodos de medidas em RQT9

Grandezas Dosimétricas	Índice de <i>kerma</i> no ar volumétrico (mGy) - Tensão (120 kV)			
	Câmara de Ionização UNFORS Xi	Dosímetro TL MTS-N	Filme Radiocrômico GAFCHROMIC XR-CT	TC Discovery 690 (GE)
$C_{100,C}$	5,65 (4,3 %)	5,80 (19,8 %)	5,82 (3,2 %)	-
$C_{100,P}$ (medio)	11,60 (9,6 %)	11,47 (22,5 %)	11,97 (7,6 %)	-
C_W	9,62 (11,3 %)	10,40 (22,8 %)	9,92 (8,6 %)	-
C_{VOL}	9,62 (11,3 %) *	10,56 (23,6 %) **	10,08 (9,9 %) **	9,50 *

* Medida realizada em modo axial.

** *Pitch* igual a 0,984.

Os valores aproximados, de referência, para o índice de *kerma* no ar volumétrico, C_{vol} , para tórax, em um equipamento da GE, utilizando no protocolo de referência, para um paciente médio é de 8,0 a 16,0 mGy. Todos os resultados de C_{vol} , para os três métodos apresentaram-se dentro da faixa indicada. O registro no relatório do tomógrafo para um paciente, de um mesmo tamanho, foi semelhante aos resultados obtidos no experimento.

6.7 Conclusão

A comparação entre as técnicas de dosimetria mostraram que a método de medida realizado com a câmara de ionização apresentou a menor incerteza, mas que exige muitas rotações do tubo de raios X para avaliar a grandeza dosimétrica. A técnica utilizada para as medidas com o dosímetro TL mostrou a maior incerteza embora requeira apenas uma rotação do tubo para o mesmo fim e o filme radiocrômico também precisa de apenas uma varredura para avaliação das medidas, porém apresentou uma alta não linearidade de *kerma* no ar. Estas características dosimétricas devem ser consideradas para a determinação do melhor método entre os três métodos de medida estudados. Considerando os resultados das medidas e a metodologia utilizada, os filmes radiocrômicos parecem ser o mais adequado para as medições do índice de *kerma* no ar em TC. Estes apresentaram maiores vantagens em relação aos métodos estudados.

ESTUDO DAS DOSES EM ALGUNS ÓRGÃOS DE PACIENTES ADULTOS AVALIADAS COM SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS.

A proposta deste estudo foi avaliar a redução da dose depositada em alguns órgãos, em varreduras de TC de crânio e tórax quando se utiliza o protetor de bismuto. Para isso utilizou-se um conjunto de dosímetros TL, um simulador antropomórfico e uma blindagem de bismuto. Com o simulador antropomórfico feminino, em varreduras de tórax determinou-se a dose glandular da mama, e avaliou-se a redução de dose no pulmão e na tireóide. Com varreduras de crânio avaliaram-se as doses no cristalino, hipófise, tireóide, medula espinhal e mais uma vez a dose glandular da mama.

A varredura de tórax é um exame essencial para o seguimento das neoplasias e para o diagnóstico eficaz de uma grande variedade de doenças, é considerada a técnica de imagem mais precisa em exames pulmonares. Devido à aplicação crescente da TC, a mama e demais órgãos radiosensíveis superficiais são irradiados desnecessariamente durante procedimentos radiológicos, o que leva a necessidade de se criar estratégias adequadas para otimizar e se possível reduzir a dose de radiação (MANNUDEEP et al., 2004).

A técnica para obtenção de imagens de cabeça em varreduras de crânio por TC tem o volume de varredura limitado pelo forame magno e pelo ápice do crânio. Os cristalinos são tecidos humanos radiosensíveis e as varreduras de TC de crânio depositam doses significantes nesse órgão, uma vez que se encontram na região de incidência do feixe primário de raios X. Assim sendo, a variação de dose depositada nos cristalinos em varreduras de TC de crânio para aquisição de imagens diagnósticas de cabeça foi também avaliada.

7.1 Materiais e Métodos

Os experimentos para a observação da variação da dose em órgãos foi realizado em um equipamento de TC, da marca GE de 64 canais, (GE Healthcare, Bright Speed 16 Select).

7.1.1 Dosímetros TL formato bastão

Os dosímetros TL Harshaw Bicron, tipo TLD-100, foram utilizados para a realização das medições. Estes dosímetros fabricados em LiF:Mg,Ti no formato bastão possuem 1 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento. As leituras dos dosímetros TL foram realizadas em um leitor TL, fabricado *Thermo Electron Corporation*, modelo 4500 da *Harshaw Bicron*. O tratamento térmico foi de 400°C por 1h e 100°C por 2h e de pós-leitura de 10 min a 100 °C. O tratamento térmico de leitura foi feito no leitor com uma variação de 50 a 260 °C durante 26,6 s (Harshaw Bicron, 2001).

A confiabilidade metrológica dos dosímetros TL foi demonstrada por meio de testes de homogeneidade, reproduzibilidade, e calibração em uma radiação de referência específica (RQT9) para TC (IEC, 1997). Um conjunto de dosímetros pré-selecionados foi disponibilizado pelo Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do CDTN com 7,5 % de reprodutibilidade e 20 % de homogeneidade; foram calibrados em um feixe gama de ^{137}Cs , em condições de equilíbrio eletrônico. A calibração resultou em um coeficiente de Polimetilmetacrilato $85,39 \mu\text{Gy.nC}^{-1}$ para todo o lote de dosímetros. Três dosímetros TL foram posicionados nos órgãos do simulador feminino para medir as doses absorvidas.

7.1.2 Objeto simulador Alderson Rando

Um objeto simulador *Alderson Rando* feminino, foi utilizado para o posicionamento de dosímetros TL no seu interior para permitir a medição da dose em vários órgãos. O simulador antropomórfico consiste de um esqueleto humano envolvido em um material de borracha com características dos tecidos equivalentes nas versões femininas, que simulam uma mulher com dimensões de aproximadamente 1,55 m de altura e massa de 50 kg. Apresenta o tronco e a cabeça fatiados com espessuras de 2,5 cm totalizando 31 fatias. Nestas fatias encontram-se uniformemente dispostos cilindros de 7 mm de diâmetro para o posicionamento de dosímetros termoluminescentes, em um total de 4049. Os dosímetros TL foram posicionados nos pulmões, tireoide e mama do simulador para medir as doses absorvidas nos órgãos. O simulador feminino foi utilizado para a realização das varreduras de cabeça e tronco (Figura 49).

Figura 49. Posicionamento do simulador antropomórfico feminino no isocentro da unidade de TC.



Fonte: Acervo próprio, 2016

O simulador foi digitalizado seguindo o protocolo clínico definido para tomografia computadorizada de tórax utilizado no serviço. Inicialmente um topograma foi realizado para verificar o posicionamento dos materiais e delimitar a área de irradiação.

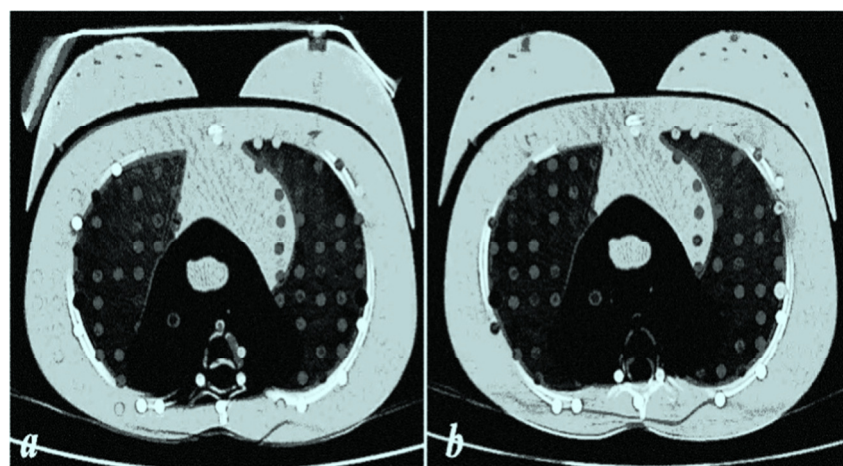
7.1.3 Blindagem de bismuto

A blindagem de bismuto consiste de uma lâmina fina de 1 mm de bismuto impregnado com uma borracha sintética e montado firmemente sobre uma base de espuma (*Attenurad System Shield; F & L Médicos products, vandergrift, PA*).

7.1.4 Varreduras de TC de tórax

Duas varreduras de TC do tórax foram realizadas usando os parâmetros de tensão de tubo igual a 120 kV, corrente 150 mA, passo 1, espessura de 7 mm. Na primeira um conjunto de dosímetros TL foi inserido no pescoço do simulador próximo a glândula da tireóide, em cada lado das mamas (direita e esquerda) e na localização dos pulmões direito e esquerdo. Antes da segunda varredura helicoidal, os dosímetros TL da tireóide, mama e pulmão foram substituídos por outro conjunto de dosímetros TL e uma blindagem de bismuto foi posicionada sobre a mama, a Figura 50 ilustra as imagens obtidas.

Figura 50. Imagens TC de tórax: (a) com e (b) sem blindagem de bismuto



Fonte: Acervo próprio, 2015.

A dose absorvida foi avaliada nos órgãos com a utilização dos dosímetros TL, inseridos no simulador antropomórfico feminino em incidências que simulam exames TC de tórax. O valor da dose absorvida em cada órgão foi obtido através da variação máxima da leitura dos dosímetros TL uniformemente distribuídos em sua extensão. Tal valor foi corrigido pela relação entre os coeficientes de atenuação do órgão avaliado e do ar. Considerou-se a média das leituras dos dosímetros TL posicionados num determinado órgão e o coeficiente de calibração para as radiações de referência.

Os resultados das medidas de doses absorvidas, em cada órgão, obtidos com os dosímetros TL está apresentado na Tabela 36.

Tabela 36. Dose absorvida nos órgãos em varreduras de TC com e sem blindagem de bismuto na mama.

Órgão	Dose absorvida no órgão – Variação máxima		
	Sem blindagem de bismuto (mGy)	Com blindagem de bismuto (mGy)	Redução da dose (%)
Pulmão direito	11,5 (4,1 %)	6,2 (8,0 %)	46,09
Pulmão esquerdo	12,5 (2,5 %)	6,4 (5,5 %)	48,80
Tiroide	24,3 (2,4 %)	12,2 (8,0 %)	49,79
Mama direita	8,3 (5,2 %)	5,8 (6,4 %)	30,12
Mama esquerda	8,2 (5,5 %)	5,7(7,3 %)	30,49

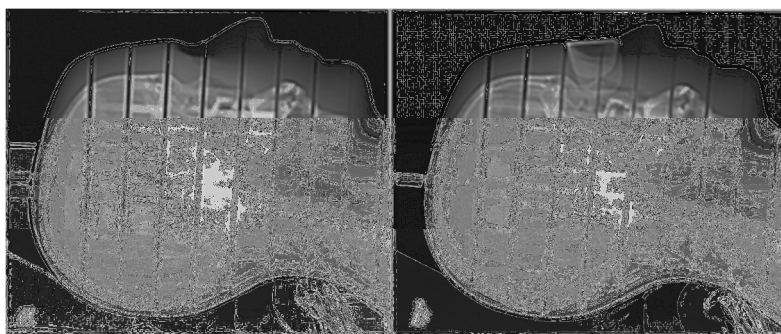
As maiores doses registradas foram na tireóide de 24,3 mGy e no pulmão de 12,5 mGy uma vez que estão na região de incidência do feixe primário de raios X, sem a proteção de bismuto. As doses de órgãos registradas nos dois exames com e sem blindagem de bismuto mostraram diferenças significativas. A comparação entre as varreduras apontou que a maior redução da dose ocorreu na tireóide, que foi de aproximadamente 50 % devido a redução da radiação espalhada. A redução da dose na mama foi aproximadamente 30 %.

7.1.5 Varreduras de TC de crânio

Para a obtenção das imagens do cérebro em varreduras de crânio, o eixo central do objeto simulador foi alinhado com o isocentro do *gantry* do equipamento de TC. Foram realizadas duas varreduras de TC utilizando o protocolo de rotina de cabeça do serviço de diagnóstico, com valores de tensão do tubo de 120 kV, tempo de 0,5 segundos, *pitch* de 0,531, espessura do feixe de 32 x 0,625 mm e velocidade da mesa igual a 10,62 mm/rotação.

A primeira varredura foi obtida sem o uso do protetor e a segunda varredura com o protetor posicionado sobre os olhos. A Figura 51 apresenta os topogramas laterais da região cabeça, utilizados para a delimitação do volume de varredura do objeto simulador, sem o uso do protetor (a) e com o uso do protetor (b).

Figura 51. Topogramas laterais da cabeça do objeto simulador, sem protetor de olhos (a) e com o protetor de olhos (b).



Fonte: Acervo próprio, 2015.

Os três dosímetros foram utilizados para o registro das doses pontuais no interior do objeto simulador, sendo posicionados em órgãos específicos: cristalinos, hipófise, tireoide, medula óssea próxima ao forame magno e mamas.

Os dados obtidos permitiram observar a variação de dose nos órgãos (**Erro! Fonte de referência não encontrada.**). A maior dose registrada ocorreu no cristalino de 26,18 mGy, seguido pela medula espinhal de 17,79 mGy, na varredura sem o uso do protetor. Esses órgãos encontram-se na região de incidência do feixe primário de raios X. A comparação entre as varreduras permite observar diferenças significativas nas variações de dose nos cristalinos.

Tabela 37. Dose absorvida em órgãos em varreduras de TC com e sem blindagem de bismuto no cristalino.

Órgão	Dose absorvida no órgão – Variação máxima		
	Sem blindagem de bismuto (mGy)	Com blindagem de bismuto (mGy)	Redução da dose (%)
Cristalino direito	26,18 (7,3 %)	15,55 (2,8 %)	40,60
Cristalino esquerdo	25,99 (5,0 %)	16,54 (2,4 %)	36,36
Medula espinhal	17,79 (7,6 %)	17,36 (7,8 %)	2,42
Hipófise	17,01 (0,9 %)	16,44 (3,1 %)	3,35
Tireoide	0,76 (6,6 %)	0,49 (12,2 %)	35,53
Mama direita	0,26 (11,5 %)	0,23 (17,4 %)	11,54
Mama esquerda	0,29 (13,8%)	0,28 (35,7 %)	3,45

A utilização do protetor de bismuto para os olhos promoveu uma redução na dose depositada nos cristalinos de aproximadamente 34%. Para os demais órgãos observados não houve grandes variações das doses. Estes resultados podem contribuir para disseminar um procedimento apropriado de otimização nos processos de varreduras de crânio por TC.

7.2 Discussão

Neste estudo o efeito do protetor de bismuto não foi analisado do ponto de vista da qualidade da imagem e nenhuma medida realizada com variações da corrente do tubo. Nas TC de tórax para exames pulmonares, a maioria dos estudos encontrados em relação à influência da blindagem de bismuto para redução das doses foi realizada na superfície dos órgãos. Neste estudo investigou-se a variação da dose glandular da exposição na mama. De acordo com HOPPER et al. (1997) a dose média de radiação para a mama durante a TC torácica foi de 22 mGy, determinando a dose superficial da

mama, a dose de radiação medida na superfície que é obviamente maior do que dose real glandular que foi de 5,8 mGy (4,6%).

O desconhecimento da prática na rotina de TC pode resultar em doses elevadas longe do ideal quando se quer produzir imagens de alta resolução. O contrário também pode ocorrer quando baixas doses interferem na qualidade da imagem alterando o diagnóstico clínico (McCOLLOUGH et al., 2012). Uma desvantagem significativa é o uso do protetor do bismuto em conjunto com o sistema de controle automático de exposição, em alguns TC, que aumenta as doses em detrimento a qualidade da imagem (McCOLLOUGH et al. 2012).

7.3 Conclusão

Conclui-se que os valores de dose foram reduzidos significativamente e sugere-se o uso do protetor de bismuto como um procedimento adequado para exames de cabeça na otimização da dose no cristalino. Para os exames de tórax, a influência do protetor de bismuto aumenta o ruído da imagem, exceto em alguns exames específoes, não sendo indicado para a rotina dos serviços.

Capítulo 8

CONCLUSÕES GERAIS

Este trabalho avaliou os índices de *kerma* no ar e realizou estudos das doses em alguns órgãos de pacientes adultos submetidos a varreduras de tronco e cabeça, com simuladores específicos de TC. O parque tecnológico de TC foi mapeado e permitiu concluir que a quantidade de equipamentos, apesar de adequada, não estão distribuídos de maneira uniforme no território nacional acarretando o acesso parcial da população a esse tipo de exame.

Os valores de MSAD praticados no estado de Minas Gerais para protocolos de exames de cabeça, coluna lombar e abdome apresentaram-se adequados e menores do que os valores de NRD estabelecidos na legislação atual; isto sugere uma revisão destes para melhor representar a realidade atual da evolução tecnológica em TC.

A metodologia de avaliação da qualidade da imagem, utilizando o objeto simulador Catphan-600, foi implantada e permitiu comprovar o adequado desempenho do tomógrafo Light Speed VCT, já que os resultados de todos os testes mostraram-se dentro dos limites de aceitabilidade.

Os sistemas dosimétricos de câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos apresentaram confiabilidade metrológica adequada para dosimetria em TC, entretanto as incertezas associadas aos procedimentos indicaram que o filme radiocrômico possui maior exatidão. As medidas do índice de *kerma* no ar em varreduras de tronco em TC, no simulador padrão, permitiram concluir pela maior praticidade no uso do filme radiocrômico quando comparado com os outros métodos.

O uso de bismuto para a proteção da mama, durante os exames de tórax, mostrou-se eficaz na redução das doses, porém esta técnica aumenta o ruído degradando a qualidade da imagem, o que não permite considerá-la rotineiramente. Para a proteção do cristalino em exames de cabeça, a técnica mostrou-se adequada reduzindo as doses significativamente, podendo ser adotada.

Este trabalho permitiu evidenciar relevantes informações associadas à proteção de pacientes submetidos a exames de TC, podendo contribuir para a otimização das doses sem redução da qualidade da imagem e melhoria do sistema organizacional de uso e controle em tomografia computadorizada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AAPM. THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. College Park, MD. Chicago 2008. (AAPM Report 96).
2. ARAÚJO, P. P. A. Análise comparativa dos modelos de gestão dos sistemas de saúde do Brasil, Estados Unidos e Reino Unido, 2014.
3. BRASIL Ministério da Saúde. ANVISA. Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS). Sistema de informações ambulatoriais SUS. Disponível em: [http:// www.datasus.gov.br](http://www.datasus.gov.br). Acesso em 20.10.2015.
4. BRASIL Ministério da Saúde. ANVISA. Resolução RE No 1016 aprova o regulamento técnico Radiodiagnóstico médico – segurança e desempenho de equipamentos. Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília: Ministério da Saúde, 104p, 2006.
5. BRASIL Ministério da Saúde. ANVISA. Portaria GM/MS No 1101, de 12 de junho de 2002. Estabelece os parâmetros de cobertura assistencial no âmbito do Sistema Único de Saúde / SUS. Diário Oficial da União, 2002.
6. BRASIL Ministério da Saúde. ANVISA Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico./ Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília, DF: Diário Oficial da União; 02.06.1998.
7. BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, J.A.; LEIDHOLDT J.; BOONE, J.M. The essential physics of medical imaging. 2nd edition. Liipincott Williams Wilkins, 2002.
8. CALZADO A.; GELEIJNS J. Tomografía Computarizada: evolución, principios técnicos y aplicaciones - Computed Tomography. Física Médica. Depart. de Radiol. y Medicina Física. Universidad Complutense. Madrid. 2 Radiology Department. Leiden University Medical Center, Rev Fis Med, 11 (3): 163-180, 2010.

9. CASTRO, R. C.; Cálculos de dose equivalente em órgãos de pacientes devido à foto nêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos. 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.
10. CIERNIAK, R., X-Ray Computed tomography in biomedical engineering, Springer – Verlag London Limited; 2011.
11. COSTA, P. R. Application of the FDK algorithm for multi-slice tomographic image reconstruction. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica; v. 26, p. 105-120, Brasil Ago, 2010.
12. CNES -. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção á Saúde – DATASUS. Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde. Brasil. Acesso em 28 fev.2016.
13. CRISPIM R.; VIEIRA A.L.; Computer Tomography Scanners in Portugal (1990-2011) Equipamentos de Tomografia Computorizada em Portugal (1990-2011) Biomedical Sciences / Ciências Biomédicas Biomed Biopharm Res. ; (11) 1: , 55-63 Portugal 2014
14. Dalmazo J, Elias Júnior J, Brocchi MAC, et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. Radiol Bras. 2010; 43:241–8.
15. DANCE, D. R. et al. Diagnostic Radiology Physics : a handbook for teachers and students- International Atomic Energy Agency, p., STI/PUB/1564 - ISBN 978–92–131010–1, Vienna 2014.
16. EINSTEIN A.J.; ELLISTON C.D.; GROVES D.W.; CHENG B., WOLFF S.D.; PEARSON G.D.; ROBERT PETERS M.; Johnson L.L.; Bokhari S.; Johnson G.W.; BHATIA K.; POZNIAKOFF T.; BRENNER D.J. - Effect of bismuth breast shielding on radiation dose and image quality in coronary CT angiography. J Nucl Cardiol. Feb.19(1):100-8 (2012)
17. EISBERG, R.; RESNICK, R. Quantum Physics of atoms, molecules, solids, nuclei and particles. Trad. Paulo C. Ribeiro, Enio F. da Silveira e Marta F. Barroso. 13.

ed. Rio de Janeiro: Campus, Título: Física Quântica. átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas. 928 p., 1979.

18. EUROPEAN COMMISSION DE ENERGIA ATOMICA. European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR16262/EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 1999 (accedido, 5 May 2007). Disponible en: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality> 1999.
19. FERREIRA, H. R. Produção e Caracterização do Material Termoluminescente LiF:Mg,Cu,P, para dosimetria das radiações gama e X. In: CD-ROM, 1996, Rio de Janeiro. Proceedings of the VI CGEN- Congresso Geral de Energia Nuclear, 1996.
20. FLOHR, T.C.; SCHALLER, S.; STIERSTORFER, K.; BRUDER, H.; OHNESOEGE, B.N.; JOSEPH, S.U. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*, 235:756-773, 2005.
21. GOLDMAN, L. W. Principles of CT: radiation dose and image quality, *J Nucl Med Technol*, vol. 35, pp. 115-128 2007
22. HOLMBERG, O.; MALONE, J.; REHANI, M.; McLEAN, D. and CZARWINSKI, R.; Current issues and actions in radiation protection of patients. *European journal of radiology*, 76(1), pp.15-19. 2010.
23. HOPPER K.D.; KING S.H.; LOBELL M.E. ; TEN HAVE T.R.; WEAVER J.S. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT- shielding with bismuth radio protective garments, *Radiology*. 1997 Dec; 205(3):853-8.
24. HOUNSFIELD GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br.J.Radiol.* 1973 Dec; 46(552):1016-1022.
25. HUDA, W.; SCALZETTI, E.M.; HOSKOPF, M. Effective doses to patients undergoing thoracic computed tomography examinations. *Medical Physics*, v.27, n.5, p. 838-844. 2000.
26. HSIEH, J. *Computed Tomography: Principals, Design, Artifacts, and Recent Advances*. 2 ed. Bellingham, Washington. USA. 2009.

27. HULTEN E.; DEVINE P.; WELCH T.; FEUERSTEIN I.; TAYLOR A.; PETRILLO S.; LUNCHEON M.; NGUYEN B.; VILLINES T.C. - Comparison of coronary CT angiography image quality with and without breast shields - AJR Am J Roentgenol 2013 Mar; 200(3):529-36. doi: 10.2214/AJR.11.8302. Erratum AJR Am J Roentgenol. 2013 Apr; 200(4):941
28. IAEA. International Atomic Energy Agency "Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications". IAEA Human Health Series No. 19. 0103-Medical physics (including dosimetry) Vienna, Austria. 2012.
29. IAEA International Atomic Energy Agency Dosimetry in diagnostic radiology: An International code of practice. Vienna, 359 p. Technical reports series, 457 2007.
30. IAEA. International Atomic Energy Agency "International Basic Safety Standards for Protection Against Ionising Radiation and for the Safety of Radiation Sources". IAEA Safety Series No. 115. Vienna, Austria. Feb., 1997.
31. IEES - INSTITUTO DE ESTUDOS DE SAÚDE SUPLEMENTAR São Paulo, 08 de abril de 2014, www.iess.org.br. Acesso 2014.
32. ICRP- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION Radiological protection and safety in medicine Publication 73, Oxford: Pergamon Press, 1996.
33. ICRP- INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Basis for dosimetry quantities used in radiological protection. Pergamon Press, Oxford, UK: Draft of 12 February 2006
34. ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Oxford: Pergamon, UK. 2000. (ICRP Publication 87).
35. ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography. Publication 102. Ann. ICRP 2007; 37(1).

36. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU Report 60 (International Commission on Radiation Units and Measur., Bethesda, MD) 1998.
37. ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging. Bethesda, MD: 2006. (ICRU Report 74).
38. IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Radiation protection instrumentation - Direct reading personal dose equivalent (rate) monitors - X, gamma and high energy beta radiation. IEC 1283,1995-02.
39. IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 1223-2-6: Evaluation and routine testing in medical imaging departments –Parte 2-6: constancy tests X-ray equipment for computed tomography. Genève, 1997.
40. IEC. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-5: Acceptance tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC Publication 61223- 3-5. Geneva, Switzerland: IEC, 2004. p. 35-6.
41. IEC. INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. Medical diagnostic x-ray equipment: Radiation conditions for use in the determination of characteristics. GENEVA: IEC, 2005. (IEC-61267).
42. INMETRO - INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia. 3. ed. Brasília: SENAI/DN, 2007.
43. JESSEN, K. A.; SHRIMPTON P. C.; GELEIJNS J.; PANZER W.; TOSI G. Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. Applied Radiation and Isotopes; 50; 165-72, 1999.
44. JUCIUS, R.A.; KAMBIC, G.X. Radiation dosimetry in computed tomography (CT). SPIE Proc., Appllication of Optical Instrumentation in Medicine VI, v127, p.286-295, 1977.

45. KAK A. C., SLANEY M., and WANG G., Principles of computerized tomographic imaging Med. Phys. 29, 107 (2002).
46. KALENDER, W. A. Computed Tomography: fundamentals, system technology, image quality applications (3^oed.) Erlangen, 2011.
47. KALENDER, W. A. X-ray computed tomography: Institute of physics publishing physics in medicine and biology Phys. Med. Biol. Received 28 February 2006, in final form 4 April 2006, online at stacks.iop.org/PMB/51/R29, 51 (2006) R29–R43, 2006.
48. LACERDA, M.A.S. Dosimetria e aspectos de proteção radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte. 2007. 183f. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 2007
49. LUCAS, P. A.; DANCE, D. R.; CASTELLANO, I. A.; Vañó E. Estimation of the peak entrance surface air kerma for patients undergoing computed tomography-guided procedures. Radiation Protection Dosimetry; 114, 317–20, 2005.
50. McCOLLOUGH C.H.; WANG J.; GOULD R. G.; ORTON C. G. - The use of bismuth breast shields for CT should be discouraged - Med. Phys. 39, 2321 (2012).
51. MOURÃO, A. P. Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações. São Caetano do Sul: Difusão, 296p, 2015.
52. NAGEL, H.D. Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology. 4^a Edição, CTB Publications. Hamburg. 2002
53. PARENTE, D.B. Radiation risk in the indiscriminate use of CT scan. Radiol. Bras.; 46(2): V-VI. 2013.
54. RADIANT DICOM Viewer 1.9.16. Copyright 2009-2014 Medixant. Disponível em: <https://store.radiantviewer.com>. Acesso 2014.
55. RADOS Technology Germany – Manual do sistema RE-2000A. 2009. Disponível

em: www.radpro-int.com/dosímetro TLd-reader. Acesso 02.09.2014

56. REHANI, M.M. ICRP and IAEA actions on radiation protection in computed tomography. *Annals of the ICRP*, v. 41, n. 3-4, p. 154-160, 2012.
57. RISO National Laboratory. - Manual do sistema leitor RISO TL/OSL-DA-20 Disponível em: www.risoe.dk. Acesso 20.10.2014
58. RODRIGUES S.; ABRANTES A.F.; RIBEIRO L.P.; Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. *Radiol. Bras.* 2012; 45:326–33.
59. ROTHENBERG L. N. and PENTLOW K. S.. "Radiation dose in CT." *Radiographics* 12.6 (1992): 1225-1243.
60. SIVA, P. R.; PAMELA T. J.; SWATI, D.; MAHADEVAPPA, M.; KATHARINE, L. G.; ELLIOT, K. F. CT Dose Reduction Applications: Available Tools on the Latest Generation of CT Scanners - *J Am Coll Radiol.* 2013; 10: 37-41. American College of Radiology, V. 10, Issue 1, Pages37–41, January 2013
61. SHOPE T.B., Gagne R.M., Johnson G.C. (1981) A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med Phys* 8(4):488–495 1981
62. SMITH-BINDMAN, R. et al. Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. *Jama*, vol.307, n° 22:2400-2408, 2012.
63. SHRIMPTON P.C., HILLIER M.C., LEWIS M.A. et al., Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon, 2005
64. SMITH A.B.; DILLON W.P.; GOULD R; WINTERMARK M. Radiation dose-reduction strategies for neuroradiology CT protocols. *AJNR Am.J.Neuroradiol.* 2007 Oct; 28(9):1628-1632.

65. TACK, D.; GEVENOIS P.A. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. Springer, 2007.
66. OECD - ORGANIZAÇÃO PARA COOPERAÇÃO E DESENVOLVIMENTO ECONÔMICO. http://stats.oecd.org/index.aspx?DataSetCode=HEALTH_STAT. Acesso em: 17.05.2016.
67. OLIVEIRA B.B.; MOURÃO A.P.; DA SILVA T.A. Estimativa dos valores de MSAD em procedimentos de tomografia computadorizada utilizando filmes radiocrômicos. Radiol. Bras. 2013 Mar/Abr; 46(2):96–100
68. THE PHANTOM LABORATORY. Catphan 500 and 600 manual (2006)
69. UNSCEAR - Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2010. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. Volume I: Sources. UN Sales Publication. New York, USA: United Nations, 2010.
70. VIEGAS, J.P. Avaliação da Base Metrológica para Calibração dos Sistemas Dosimétricos em Tomografia Computadorizada. 2011. Dissertação (Mestrado) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), Belo Horizonte. 2011.
71. YILMAZ M.H.; ALBAYRAM S.; YAŞAR D.; OZER H.; ADALETLI I.; SELÇUK D.; AKMAN C.; ALTUĞ A. Female breast radiation exposure during thorax multidetector computed tomography and the effectiveness of bismuth breast shield to reduce breast radiation dose, J Comput Assist Tomogr. Jan-Feb; 31(1):138-42 2007.
72. WANG J.; DUAN X.; CHRISTNER J. A.; LENG S.; Yu L.; McCOLLOUGH C. H. Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current - Med Phys. Nov; 38 (11): 6084-92 (2011).

PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA NO PERÍODO

Artigos completos publicados em periódicos:

1. **Alonso, T. C.** ; Mourão A. P. ; Santana, P. C. ; Da Silva, T. A. Assessment of breast absorbed doses during thoracic computed tomography scan to evaluate the effectiveness of bismuth shielding. -. Applied Radiation and Isotopes, v. 23, p. 123, 2016.
2. Mourão A. P.; Santana, P. C.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.** Utilização do filme radiocrômico para registro da variação do perfil de dose em varredura de TC de tórax. Revista Brasileira de Física Médica (Online), v. 9, p. 2, 2016.
3. Mourão A. P.; **Alonso, T. C.**; Da Silva, T. A. Dose profile variation with voltage in head CT scans using radiochromic films. Radiation Physics and Chemistry, v. 95, p. 254-257, 2014.
4. Mourão A. P., Gonçalves Jr R. G. and **Alonso T. C.** Dose profile variation with pitch in head CT - scans using radiochromic films - Recent Advances in Biomedical & Chemical Engineering and Materials Science, 2014.
5. Dantas, B. M.; Cardoso, J.; **Alonso, T. C.**; Leticia, A. Intercomparação Nacional de Medição in Vivo de Iodo-131 na Tireoide Projeto TC.; IAEA BRA 9055 Scientia Plena, v. 9, p. 1, 2013.

Trabalhos completos publicados em anais de congressos:

1. Costa, K. C.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.**; Mourão A. P.; Radiochromic film calibration for the RQT9 quality beam - In: 2nd International Conference on Dosimetry and its Applications, 2016, Guildford. ICDA-2, 2016.
2. **Alonso, T. C.**; Mourão A. P.; Da Silva, T. A. Measurements of air kerma index in computed tomography: a comparison among methodologies. In: XVI International Symposium on Solid State Dosimetry, 2016, Tuxtla Gutierrez. ISSSD2016, 2016. p. 105-115.

3. Costa, K. C.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.**; Mourão A. P. Assessment of the angular dependence on the records of dose in radiochromic film strips .In: 2nd International Conference on Dosimetry and its Applications, 2016, Guildford. ICDA-2, 2016.
4. **Alonso, T. C.**; Mourão A. P.; Da Silva, T. A. Computer tomography scanners in Brazil (2010-2015). In: XVI International Symposium on Solid State Dosimetry, 2016, Tuxtla Gutierrez. ISSSD2016, 2016. p. 83-84.
5. Costa, K. C.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.**; Mourão A. P Angular dependence of records of dose in radiochromic film strips. In: XVI International Symposium on Solid State Dosimetry, 2016, Tuxtla Gutierrez. ISSSD2016, 2016. p. 27-36.
6. Correa, I. P. F. **Alonso, T. C.**; Mourão A. P.; Santana, P. C.; Study of CT head scans using different voltages: image quality evaluation. In: XVI International Symposium on Solid State Dosimetry, 2016, Tuxtla Gutierrez. ISSSD2016, 2016. p. 76-86.
7. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Santana, P. C.; Da Silva, T. A - Parâmetros de influência na qualidade de imagem em tomografia computadorizada In: X Congreso Regional Latino americano de Protección y Seguridad Radiológica, 2015, Buenos Aires. Trabajos completos IRPA 2015. Buenos Aires: Sociedad Argentina de Radioprotección, 2015. v. in CD. p. 1-13.
8. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Santana, P. C.; Da Silva, T. A. evaluation of bismuth shielding effectiveness in reducing breast absorbed dose during thoracic CT scan. In: xv international symposium on solid state dosimetry, 2015, León, Mexico. ISSSD 2015 Proceedings. Mexico: Irradiation and Dosimetry Mexican Society, 2015. V.1. p. 248-256.
9. Mourão A. P.; **Alonso, T. C.**; Da Silva, T.A.; Santana, P. C. Utilização do filme radiocrômico para registro da variação do perfil de dose em varredura de tc de tórax. In: Congresso Brasileiro de Física Médica & Simpósio Internacional de Proteção Radiológica em Medicina, 2015, Rio de Janeiro. XXCBFM, 2015.
10. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Da Silva, T. A. estudo do perfil de dose em varredura tórax por tomografia computadorizada. In: Congresso Brasileiro de Física Médica & Simpósio Internacional de Proteção Radiológica em Medicina, 2015, Rio de Janeiro. XXCBFM, 2015.

11. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Da Silva, T. A. Study of the CT peripheral dose variation in a chest phantom. In: XV International Symposium on Solid State Dosimetry, 2015, Leon. ISSSD2015, 2015.
12. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Da Silva, T. A. Assesment of breast absorbed doses during thoracic CT scan to evaluate the effectiveness of bismuth shielding. In: International Symposium on Solid State Dosimetry, 2015, León. ISSSD2015, 2015.
13. Mourão A. P., Gonçalves Jr R. G. and **Alonso T. C.** Calibration of radiochromic films for computed tomography dosimetry: considerations and methodology. In: Congresso Latino-americando de Física Médica, 2013, Guanacaste. VI ALFIM, 2013.
14. Mourão A. P.; **Alonso, T. C.**; Da Silva, T. A. evaluation of bismuth shielding for reducing breast absorbed dose during chest CT. In: 17th International Conference on Solid State Dosimetry, 2013, Recife. SSD17, 2013.
15. **Alonso, T. C.**; Mourão, A. P.; Da Silva, T. A. O uso de protetor de olhos para redução de dose em varreduras de tc de crânio In: IX Congresso Latino Americano, 2013, Rio de Janeiro. IRPA 2013, 2013.
16. Mourão A. P.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.** Dosimetric evaluation on ct scan using radiochromic films and thermoluminescent dosimeters In: VIII Congresso Internacional da SBBN, 2012, Recife. VIII SBBN, 2012.
17. Mourão A. P.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.** Dose variation on head CT scans with and without gantry tilt using a female phantom. C. In: VIII Congresso Internacional da SBBN, 2012, Recife. VIII SBBN, 2012.
18. Mourão A. P.; Da Silva, T. A.; **Alonso, T. C.** Estudo do perfil de dose em varredura de tc de crânio em objeto simulador utilizando tld's. In: International Joint Conference Radio, 2011, Recife. International Joint Conference Radio 2011.