

IMPACTO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DE PACIENTES FEMININOS
SUBMETIDOS A DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX

Wellington Guimarães Almeida

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Delson Braz

Rio de Janeiro

Março de 2016

IMPACTO DA EXPOSIÇÃO A RADIAÇÃO DE PACIENTES FEMININOS
SUBMETIDOS A DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX

Wellington Guimarães Almeida

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Delson Braz

Ademir Xavier da Silva

André Pereira de Almeida

Simone Kodlulovich Renha

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL.

MARÇO DE 2016

Almeida, Wellington Guimarães

Impacto da exposição à radiação de paciente femininos submetidos a diferentes procedimentos de tomografia computadorizada de tórax / Wellington Guimarães Almeida. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XVI, 65 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Delson Braz

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 62-65.

1. Dosimetria. 2. Tomografia computadorizada. 3. Raios X. 4. Câncer de mama. I. Braz, Delson. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

“Não acredite em algo simplesmente porque ouviu. Não acredite em algo simplesmente porque todos falam a respeito. Não acredite em algo simplesmente porque está escrito em seus livros religiosos. Não acredite em algo só porque seus professores e mestres dizem que é verdade. Não acredite em tradições só porque foram passadas de geração em geração. Mas depois de muita análise e observação, se você vê que algo concorda com a razão, e que conduz ao bem e benefício de todos, aceite-o e viva-o.”

(Buda)

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradecemos a Deus por nos proporcionar saúde física e mental para realização deste trabalho.

Agradecemos também todas as pessoas que de uma forma ou de outra contribuíram para que fosse possível a conclusão do mesmo. Em especial, aos meus familiares que assimilaram a necessidade do meu esforço e dedicação nessa empreitada.

Agradeço em especial ao Professor Dr. Delson Braz, por sua presteza, disponibilidade, paciência e compreensão todas as vezes que fui procura-lo para tratar desse trabalho, mostrando-se sempre atento e entendendo, perfeitamente, meu tempo exíguo.

Agradeço a professora Simone Kodlulovich Renha pela presteza em aceitar participar da minha banca, assim como se disponibilizar em revisar e auxiliar nas alterações sugeridas para que o trabalho realizado alcançasse um patamar mais profissional.

Agradeço a COPPE/PEN por proporcionar uma infraestrutura formidável que atende muito bem o aluno em todas as suas necessidades administrativas e educacionais com um corpo docente de extrema qualidade com professores altamente qualificados, que contribuíram para o nosso crescimento profissional.

Aos amigos Vinicius e Humberto, por todo apoio material e teórico prestado durante as medições realizadas que durou longas horas após nossos respectivos experientes de trabalho.

A minha esposa Aline por todas as revisões e leituras feitas em meus rascunhos, procurando uma melhor maneira para me expressar.

Aos colegas de turma por proporcionarem momentos agradáveis de descontração, criando vínculos de amizade que serão levados além da duração do curso.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

IMPACTO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DE PACIENTES FEMININOS
SUBMETIDOS A DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX

Wellington Guimarães Almeida

Março/2016

Orientadores: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho tem como objetivo avaliar os fatores de risco de radioindução de câncer de mama feminina em pacientes que se submetem a diferentes protocolos de exames de tomografia de tórax. Ele foi baseado em comparação de valores de dose registrados provenientes de um aparelho de tomografia computadorizada helicoidal da marca Siemens modelo *emotion 6* e um conjunto de detecção de radiação da marca *RaySafe Xi CT*.

Para avaliação do risco, além da dose recebida pelos pacientes nos exames, foram avaliados os seguintes fatores: justificativa clínica do exame, taxa de repetição do exame, média de idade de pacientes e consequentemente a tipologia mamária submetida a cada tipo específico de protocolo.

Os resultados de doses efetivas obtidos em cada um dos protocolos em conjunto com as informações complementares: idade, justificativa e otimização extraídas do centro de imagem referência em diagnóstico por imagem do estado do Rio de Janeiro, contribuíram para a elaboração da conclusão desse trabalho.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

IMPACT OF RADIATION EXPOSURE OF FEMALE PATIENTS UNDERGOING
TO DIFFERENT CHEST COMPUTED TOMOGRAPHY PROCEDURES

Wellington Guimarães Almeida

March/2016

Advisors: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

This study aims to evaluate the risk factors of radio induction of female breast cancer in patients undergoing different protocols of chest CT scans. It was based on comparison of dose values registered from a helical CT apparatus of the emotion model SIEMENS 6:01 radiation detection set of mark RaySafe Xi CT.

For risk assessment, in addition to the dose received by patients in tests evaluated the following factors: clinical justification of the examination, the examination repetition rate, mean age of patients and consequently the breast type subjected to each specific protocol.

The results of effective doses obtained in each of the protocols in conjunction with the additional information: age, justification and optimization extracted from the center of reference image in diagnostic imaging of the state of Rio de Janeiro, contributed to the preparation of the completion of this work.

SUMÁRIO

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiv
Lista de Siglas	xv
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	01
1.1. Objetivo do Trabalho.....	03
1.2. Justificativa para o Trabalho.....	03
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	04
2.1. Interação da Radiação com o Tecido Biológico.....	04
2.2. Classificação dos Efeitos Biológicos da Radiação.....	05
2.3. Radiossensibilidade Celular (Lei de Bergonie e Tribondeau).....	06
2.4. Características da mama feminina.....	06
2.5. Câncer de mama.....	08
2.6. Desenvolvimento da Tomografia Computadorizada.....	09
2.6.1 Sistema tomográfico de corte único e multicortes.....	11
2.7. Principais Componentes do Tomógrafo.....	13
2.7.1 Gantry.....	13
2.7.2 Detectores.....	13
2.7.3 Filtros.....	14
2.7.4 Colimadores.....	15
2.7.5 Computador.....	16
2.8 Princípios básicos da formação da imagem tomográfica.....	16
2.8.1 Número de CT e Escala Hounsfield.....	18
2.8.2 Parâmetros tomográficos.....	20
2.9 Grandezas dosimétricas.....	25
2.9.1 Dose absorvida.....	25
2.9.2 Dose equivalente.....	26
2.9.3 Dose efetiva.....	26
2.9.4 Fatores de peso para tecidos ou órgãos (Wt).....	26
2.9.5 CTDI Computed Tomography dose index.....	27
2.9.6 CTDI _{100,w} Ponderado.....	28

2.9.7	CTDI _{vol} Volumétrico.....	29
2.9.8	DLP Produto dose comprimento.....	29
2.10	Tipos de protocolos de exames de tórax.....	30
2.10.1	Indicações para realização de tomografia de tórax.....	30
2.10.2	Protocolos de exames tomográficos.....	30
2.10.3	CT de tórax em uma fase sem contraste.....	30
2.10.4	CT de tórax em duas fases com e sem contraste	31
2.10.5	Angio CT de tórax	33
2.11.5.1	Angio CT para pesquisa de TEP.....	34
2.10.6	CT para visualização de nódulo pulmonar.....	37

CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....40

3.1.	Tomógrafo <i>SOMATOM® Emotion 6</i> canais.....	40
3.2.	Detector de Radiação.....	41
3.3.	Simulador de acrílico Capintec modelo CT Body Phantom.....	42
3.4.	Metodologia.....	43
3.4.1.	Levantamento do número de exames.....	44
3.5.	Dosimetria.....	44
3.6.	Metodologia de Cálculo.....	46

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO..... 49

4.1.	Dados obtidos por protocolos de tomografia de tórax com e sem contraste.....	49
4.2.	Dados obtidos por protocolos de angio tomografia de tórax.....	50
4.3.	Dados obtidos por protocolos de tomografia de tórax para avaliação de nódulos pulmonares.....	51
4.4.	Avaliação da variância e desvio padrão dos valores obtidos.....	52
4.5.	Estudo da influência da posição da câmara no simulador nas medidas CTDI*.	53
4.6.	Cálculo de dose efetiva por protocolo.....	53
4.7.	Avaliação quantitativa da dose recebida por Protocolos.....	54
4.8.	Avaliação quantitativa de média da idade dos pacientes que se submetem a cada tipo de protocolo.....	55
4.9.	Avaliação qualitativa das solicitações médicas.....	56

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO.....	59
5.1. Sugestões para trabalhos futuros.....	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Representação esquemática da ação indireta (a) e direta (b) da interação dos fótons de radiação com a molécula de DNA	04
Figura 02 – Anatomia ilustrativa da mama pela vista lateral do plano médio	07
Figura 03 - Imagem do primeiro equipamento de tomografia computadorizada	10
Figura 04 – Representação esquemática das 4 gerações de CT	11
Figura 05 – a) Demonstração ilustrativa das tecnologias multicortes MSCT; b) corte único (SSCT)	12
Figura 06 - Representação dos sistemas de corte único e multicortes	12
Figura 07 – Componente do gantry	13
Figura 08 – Atenuação da intensidade do feixe em leque pelo filtro bow-tie	14
Figura 09 - Ilustração esquemática de colimadores pré e pós-paciente	15
Figura 10 - Sistema MDCT: espessura de corte é definida pela ativação de Canais	15
Figura 11 – Representação da trajetória da radiação pelas diferentes regiões e materiais de uma região anatômica	17
Figura 12 – Coeficiente de atenuação linear $\mu(x,y)$ para um ângulo θ	17
Figura 13 - Interação dos fótons de radiação após atravessar o paciente e ser coletada pelos detectores formando diferentes perfis de dose	18
Figura 14 - Representação da escala Hounsfield com um típico janelamento para partes moles	19
Figura 15 - Corte axial do tórax com janela para mediastino e parênquima pulmonar respectivamente	20
Figura 16 - Imagem a) Sem sobredosagem e perda de informação, b) Perda de informações na varredura e imagem c) Com tecido duplamente irradiado	22
Figura 17 - Fator zoom a) fator zoom equivalente a 1.4 com FOV de 36 cm, b) fator zoom equivalente a 6,2 com FOV de 8 cm	27
Figura 18 - Diferença demonstrada no topograma entre FOV e tamanho de Varredura	25
Figura 19 – Simulador de tronco com detector tipo lápis inserido em seu orifício Central	28

Figura 20 – Demonstração do topograma com a varredura englobando a região dos ápices pulmonares até L1	31
Figura 21 - Imagens de tomografias de tórax sem e com contraste iodado	31
Figura 22 - Reconstruções tridimensionais de tomografias computadorizadas de tórax	34
Figura 23 - Reconstrução coronal da angio tomografia de tórax utilizando a técnica MIP, demonstrando tronco da artéria pulmonar, artérias pulmonares, lobares, segmentares e sub segmentares	34
Figura 24 - Monitoração da opacificação da artéria pulmonar até que a mesma atinja o limiar pré-estabelecido	35
Figura 25 - Representação de topograma de angio T.C. com varreduras de angio em azul e varredura de tórax em rosa	36
Figura 26 - Imagem de angio tomografia com o ROI definido no tronco da artéria pulmonar antes e após a chegada do contraste	36
Figura 27 - As três imagens retratam a mesma região anatômica com tempos de aquisição diferente, a opacificação do contraste variando da pequena para a grande circulação	37
Figura 28 - Imagens de tomografia de nódulo pulmonar após 1, 2, 3 e 4 minutos após administração do contraste	38
Figura 29 - Técnica de volumetria tridimensional	39
Figura 30 - Imagem do tomógrafo SOMATOM® Emotion 6	41
Figura 31 - O detector RaySafe Xi CT é do tipo câmara de ionização híbrido produzido por Unfors RaySafe	41
Figura 32 - Detector câmara de ionização RaySafe Xi CT	42
Figura 33 - Simulador de acrílico CAPINTEC modelo CT Body Phantom para tronco com 32 cm de diâmetro	43
Figura 34 - Representação da avaliação feita pelo autor no que tange tamanho de varredura e altura média da mama em uma mulher com altura típica de 1,71 m	43
Figura 35 – Representação esquemática da montagem do experimento	45
Figura 36 - Tela de comando do equipamento de tomografia demonstrando as opções de parâmetros utilizados durante cada um dos ensaios	45

Figura 37 - Demonstração do posicionamento da câmara lápis em função da localização do corte único	46
Figura 38 - Representação da variação do tubo em relação à mama em exposições de aparelhos de tomografia computadorizada	47
Figura 39 - Variações do experimento quanto a posição do detector	48
Figura 40 - Imagem ilustrativa demonstrando a relação de aproximação e afastamento da mama em relação ao tubo	50
Figura 41 - Variações do ensaio quanto a posição do detector	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Fatores de peso (wt) para órgãos e tecidos	09
Tabela 02 - Valores de unidade Hounsfield (HU) de substâncias comuns	19
Tabela 03 - Relação de tamanhos de pixel com tipos de resolução	23
Tabela 04- Tamanhos de FOV por região anatômica	24
Tabela 05 - A tabela apresentar um comparativo entre as ICRPs 26, 60 e 103	27
Tabela 06 - Parâmetros CT de tórax com e sem contraste	32
Tabela 07 - Parâmetros tomográficos do exame de angio tomografia de tórax	37
Tabela 08 - Parâmetros tomográficos exame de tórax para avaliação de nódulo pulmonar	39
Tabela 09 - Especificações técnicas do tomógrafo SOMATOM Emotion 6	40
Tabela 10 – Ficha Técnica dos equipamentos medidores de Radiação	42
Tabela 11 – Características do Detector de Radiação	42
Tabela 12 – Fatores de conversão (EUR16262)	44
Tabela 13 – Valores calculados de CTDI ₁₀₀ *, DLP e dose efetiva em exames de T.C. tórax	49
Tabela 14 – Valores calculados de CTDI ₁₀₀ *, DLP e dose efetiva em procedimentos de pré monitoramento e monitoramento para exames de angio T.C.	51
Tabela 15 – Valores calculados de CTDI ₁₀₀ *, DLP e dose efetiva em exames de angio T.C. tórax	51
Tabela 16 – Valores calculados de CTDI ₁₀₀ *, DLP e dose efetiva em exames de T.C. tórax para avaliação de nódulo pulmonary	52
Tabela 17 - Cálculo da variância e desvio padrão dos valores coletados	52
Tabela 18 - Demonstração do cálculo de dose efetiva em todas as fases do Protocol	54
Tabela 19 - Comparação de dose entre procedimentos tomográficos (ICRP 87 e European Guidilines)	57

LISTA DE SIGLAS

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
BIRADS	Breast Imaging Reporting and Data System
cGy	<i>Centigray</i>
CNEM	Comissão Nacional de Energia Nuclear
col K	KERMA de Colisão
CT	<i>Computed tomography</i>
CTDI	<i>Computed tomography dose index</i>
D	Dose Absorvida.
DAP	Dimensão ântero-posterior (DAP)
DDP	Diferença de potencial aplicada
DEP	Dose de entrada na pele
DLL	Dimensão látero-lateral (DLL)
DLP	<i>Dose length product</i>
DNA	Ácido desoxirribonucleico
EMI	Electric and Musical Industries
FOV	<i>Field of view</i>
eV	Eletrovolts
EQTAR	Razão Tecido-Ar Equivalente
Gy	Gray
HU	Unidades de <i>Housfield</i>
IBGE	Instituto Brasileiro Geografia e Estatística
IARC	<i>International Agency for Research on Cancer</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protecion</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
KERMA	<i>Kinectic Energy Released per Unit of Mass</i>
L1	Décima primeira vertebra lombar
MS	Ministério da Saúde
NEA	Nuclear Energy Agency
<i>Pixel</i>	<i>Picture e Element</i>

PMMA	Polimetilmetacrilato
rad K	KERMA de Radiação
rem	<i>Röntgen equivalent man</i>
RNA	Ácido Ribonucleico
ROI	<i>Range Of Interest</i>
Rpm	Rotação por minuto
Sv	Sievert
TC	Tomografia Computadorizada.
TEP	Tromboembolia pulmonary
TLD	Dosímetros termo luminescentes
TRH	Terapia de reposição hormonal
UVB	Ultravioleta tipo “B”
Wt	Fator de peso para órgão e tecido

Capítulo 1

1. INTRODUÇÃO

O crescimento da taxa de incidência de câncer tem sido tema de discussão dos principais fóruns das Organizações Internacionais de Saúde que buscam continuamente novas estratégias para mudar este cenário. Conforme o relatório da Organização Mundial de Saúde, entre 2008 e 2012, houve um aumento de 8% da taxa de mortalidade por câncer, totalizando 8,2 milhões de óbitos. A Agência Internacional para Pesquisa de Câncer (*International Agency for Research on Cancer – IARC*) estimou que em 2012, 14,1 milhões de pessoas tenham desenvolvido câncer, sendo 11% a mais que em 2008. Dentre todos os tipos de câncer, o de mama teve o maior aumento no número de óbitos, sendo de aproximadamente 14% entre 2011 e 2012. Em 2012, este câncer foi o responsável pela morte de 522 mil mulheres e 1,7 milhões de novos casos, número 20% maior que em 2008 (GLOBOCAN, 2012).

No Brasil, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCa), em 2014 foram diagnosticados 57.120 casos de câncer de mama em mulheres, ficando atrás somente dos casos de câncer de pele não melanoma com 83.710 casos (INCa, 2014).

A mamografia é considerada a modalidade de imagem mais adequada para a detecção precoce do câncer de mama, sendo recomendada a realização anual para pacientes acima de 50 anos (INCa, 2015).

No entanto, para seguimento de tratamento de câncer de mama, a tomografia tem sido preferencialmente utilizada. Devido à alta radiosensibilidade da mama e a dose de radiação recebida nestes procedimentos, um acompanhamento especial destes pacientes passou a ser requerido, considerando que a dose absorvida pelo tecido mamário pode chegar a 21 mGy (ICRP-87).

Os riscos de radioindução de câncer e a realização de exames sem justificativa têm sido temas amplamente discutidos pela comunidade científica. Estudos realizados por Brenner indicam que entre 1,5 e 2,0% de todos os cânceres estão relacionados à radiação por exames de tomografia e 1/3 de todos estes procedimentos não são justificados (Brenner. N Engl J Med. 2007 Nov 29).

De acordo com os dados publicados pela UNSCEAR em 2012, Constatou-se que a dose absorvida para órgãos no campo da CT é de algumas dezenas de miligrays. Para

obtenção deste resultado, foram avaliados 57 milhões de tomografias utilizando um modelo dose-resposta linear em um período de latência de 5 anos para o risco de indução de cânceres sólidos após a exposição em procedimentos de CT. Foram avaliadas algumas relações entre os expostos como: sexo, idade, modalidade de tomografia e parâmetros técnicos utilizados. (UNSCEAR 2012).

Concluiu-se que o risco por unidade de dose é 1,5 vezes maior para doses inferiores a 100 mGy comparados com doses superiores a 100 mGy. Constatou-se que 29 mil novos casos podem ter surgido nos Estados Unidos no ano de 2007 tendo como consequência o uso de tomografia computadorizada, o que representa um aumento de 2% dos casos de câncer registrados nesse mesmo ano e que o público que sofreria o maior impacto seriam mulheres com faixa etária de 35 a 54 anos. (UNSCEAR 2012)

Comparado a outros procedimentos de diagnóstico, a tomografia computadorizada envolve doses relativamente mais altas. Apesar de não existir limite de dose para pacientes, existe o conceito denominado níveis de referência. O objetivo é otimizar os exames de forma a obter a imagem diagnóstica com a menor dose de radiação para o paciente..

No Brasil, os níveis de referência nacionais ainda não foram estabelecidos. Na Portaria 453 do Ministério da Saúde (Portaria 453, 1998), foram apenas adotados os valores estabelecidos a partir de estudos internacionais (BSS 115). No entanto, recomenda-se que estes sejam estabelecidos pelo governo ou a entidade reguladora (GSR- parte 3, 2014). Atualmente, as doses recebidas pelos pacientes não são registradas e avaliadas.

O objetivo principal deste estudo é comparar os protocolos utilizados em exames tomográficos de tórax em pacientes do sexo feminino, estimar a dose recebida pela mama nestes estudos e assim verificar os fatores de risco de desenvolver câncer radioinduzidos.

1.1. Objetivo do trabalho

Comparar os protocolos utilizados em exames tomográficos de tórax em pacientes do sexo feminino, avaliando a dose absorvida pela mama nestes procedimentos.

1.2. Justificativa para o trabalho

No Brasil, não são estimadas as doses recebidas pelos pacientes nos exames de diagnóstico por imagem. No caso da tomografia, as doses mais elevadas envolvidas nestes procedimentos requerem uma atenção especial. Medidas simples de otimização podem ser aplicadas sem prejuízo ao diagnóstico.

O número de exames de tomografia de tórax cresce de forma significativa, como resultado as mamas são expostas e a dose absorvida pode chegar a 21 mGy.

È essencial que o País realize um estudo nacional para determinação dos níveis de referência. A partir destes dados, níveis de referência locais devem também ser obtidos de forma que os exames possam ser devidamente otimizados.

Com os resultados deste estudo espera-se demonstrar a importância da avaliação das doses nestes procedimentos e assim dar início a um estudo nacional.

Capítulo 2

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Interação da radiação com o tecido biológico

Ao expor o tecido biológico às radiações ionizantes danos podem ser produzidos por ações físicas, químicas e biológicas. Essas ações darão início logo após a interação da radiação com os átomos que formam essas células. A ionização dos átomos afeta as moléculas, que poderão causar danos às células e, conseqüentemente, aos tecidos e órgãos, até afetarem o funcionamento do corpo inteiro. (OKUNO. 1982). A indução de efeitos biológicos pela interação da radiação com o organismo vivo é de natureza probabilística. Os danos aos tecidos podem ocorrer por ação indireta, quando os fótons de radiação provocam radiólise nas moléculas de água gerando radicais livres que irão agir contra outras moléculas do organismo inclusive a molécula de DNA (ácido Desoxirribonucleico) e RNA (ácido Ribonucleico) ou por ação direta, quando o fóton interage diretamente em uma das fitas do DNA provocando assim sua quebra e conseqüentemente sua alteração genética (BUSHONG. 2010).

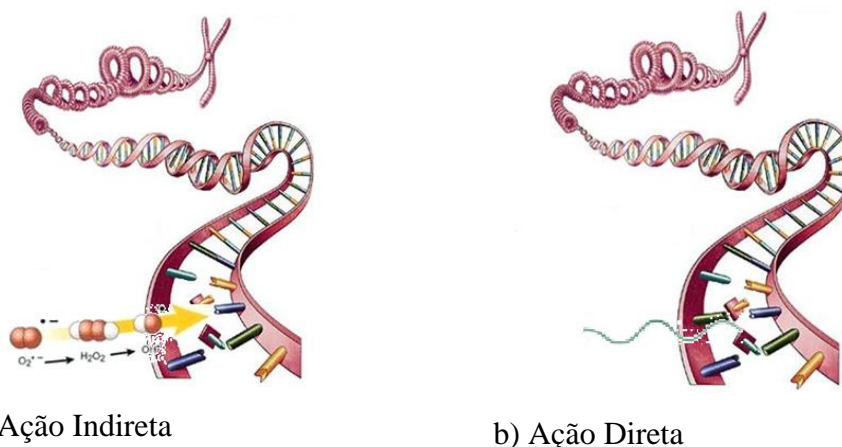


Figura 1: Representação esquemática da ação indireta (a) e direta (b) da interação dos fótons de radiação com a molécula de DNA

Em geral estes danos podem ser reparados, no entanto, se o mecanismo de reparo falhar o genoma poderá ser alterado, podendo ocorrer: reparo celular completo, morte das

células atingidas, dano celular sem levar a morte e sem perda de capacidade de reprodução, mas com possibilidade de comprometer as células filhas e a célula pode ser afetada pode apresentar mutações, continuando o seu ciclo multiplicação dando origem a novas células filhas também modificadas geneticamente. (AIEA)

2.2. Classificação dos efeitos biológicos da radiação

Após ocorrer a exposição do corpo inteiro ou de partes dele, alguns de seus efeitos nocivos poderão ser observados, podendo ser efeitos estocásticos ou determinísticos.

Os efeitos estocásticos não apresentam um limiar de dose para a sua ocorrência e sua probabilidade é proporcional à dose de radiação recebida, desse modo, até mesmo quando as doses recebidas forem de baixa intensidade, haverá uma probabilidade de detrimento associado a ela. Isso justifica a aplicação dos princípios da justificação e otimização da dose para que um risco mesmo que pequeno seja reduzido.

Os efeitos determinísticos apresentam um limiar de dose definido e o dano causado aumentará com a dose, pois a sua ocorrência causa um dano celular que não será compensado pelos mecanismos de reparo existente o que irá gerar danos no funcionamento dos órgãos e sistemas envolvidos (ANDRADE, BAUERMANN. 2010).

Em função do nível celular do dano os efeitos podem ser somáticos ou genéticos. No efeito somático, os danos ocorrem em células não germinativas, e a ocorrência dos efeitos aparecerá na própria pessoa que sofreu a irradiação. Sua ocorrência dependerá da dose absorvida, da taxa de absorção de energia da radiação e da região atingida. Nos efeitos genéticos ou hereditários, os danos serão observados nas gerações futuras do indivíduo irradiado após a exposição, caso o efeito presente não seja a esterilidade permanente. Ocorrerá caso as células atingidas façam parte do sistema reprodutor, possuem caráter cumulativo e são independentes da taxa de absorção da dose.

Em função do tempo de manifestação os efeitos podem ser imediatos ou tardios. Os efeitos imediatos são observados após a exposição em um período de poucas horas até algumas semanas. Os efeitos imediatos são considerados determinístico, ou seja, ocorrem para doses altas e intermediárias. Os efeitos tardios ou Retardados são observados após a exposição em um intervalo de anos ou décadas. Ocorrerá em casos de doses baixa, tendo a ocorrência em efeitos estocásticos. (TUBIANA, BERTIN. 1990)

2.3. Radiossensibilidade celular (Lei de Bergonie e Tribondeau)

O dano causado pela radiação dos diferentes tecidos vivos, além de depender da dose recebida e do fracionamento da dose, existe uma dependência direta com radiosensibilidade das células que os compõem.

No ano de 1906 os pesquisadores *Jean Alban Bergonie e Louis M Tribondeau* formularam a lei da radiosensibilidade celular ou lei de *Bergonie e Louis M Tribondeau*. Foi constatado que quanto mais tempo a célula permanece em proliferação ativa, maior a sua sensibilidade à radiação, assim como, existe uma relação inversamente proporcional entre a diferenciação celular e a radiosensibilidade. Quanto maior a diferenciação celular e menor a taxa de multiplicação mais radioresistente será essa célula, enquanto, quanto menor a diferenciação celular e maior a taxa de multiplicação mais radiosensível será essa célula. (KOSTARAKIS, STAVROULAKIS, 2000)

2.4. Características da mama feminina

As mamas femininas são estruturas glandulares normalmente pares e simétricas com forma semiesférica localizadas na região antero superior na espessura do tecido subcutâneo, à frente dos grandes músculos peitoral e serratus anterior. Em relação ao plano axial, as mamas estão compreendidas entre a terceira e a sétima costela, no plano sagital, entre o bordo do esterno e a linha axilar média. As duas mamas são separadas pelo sulco intermamário. Sua origem é derivada de glândulas sudoríparas que foram modificadas.

Seu volume apresenta grande variação nos diferentes indivíduos e também durante os diferentes ciclos da vida e ou condição específicas como gravidez e menopausa. A região mamaria, é composta por diversas regiões e estruturas biológicas, conforme apresentado na Figura 2 da vista do plano médio.

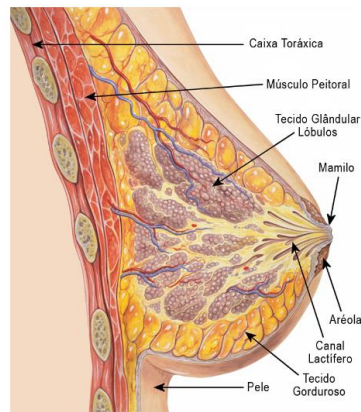


Figura 2: Anatomia ilustrativa da mama pela vista lateral do plano médio sagital de uma mama (LYNCH. 2006)

O desenvolvimento mamário é controlado pelo ovário e pode ser definido por vários parâmetros: aparência externa, área total, volume, grau de ramificações, número de estruturas presentes na glândula mamária e grau de diferenciação das estruturas individuais, ou seja, lóbulos e alvéolos. O parênquima mamário varia de acordo com a idade da paciente e da circunstância hormonal como gestações/paridade e menopausa.

Na fase da infância as meninas apresentam pequenas elevações formadas por um tecido rudimentar na região mamária. Na puberdade, a glândula hipófise começa a estimular e controlar a produção do estrogênio produzido nos ovários. Quando começar a ocorrer carência hormonal, à medida que a mulher aproxima-se da menopausa, muitas vezes há atrofia glandular e a substituição do tecido parenquimatoso por gordura na mama reduzindo o tamanho da mama e a sua plenitude.

O sistema BIRADS (Breast Imaging Reporting and Data System) foi criado pelo Colégio Americano de Radiologia na década de 90 para uniformizar o laudo médico. As imagens das mamas são classificadas e a conduta clínica definida:

- 0: **Inconclusiva.** Requer novos exames.
- 1: **Negativa.** O controle é feito anualmente a partir dos 40 anos.
- 2: **Benigna.** O controle é feito anualmente a partir dos 40 anos.
- 3: **Provavelmente benigna.** controle semestralmente com possibilidade de biópsia.
- 4: **Suspeita** Indicação da realização de biópsia.
- 5: **Altamente suspeita.** Indica-se biópsia e esclarecimento definitivo.
- 6: **Câncer diagnosticado.**

A composição mamária está relacionada à quantidade relativa de tecido adiposo e fibroglandular e dá origem aos chamados padrões mamográficos, que estão divididos em quatro padrões histológicos. A mama pode ser classificada em:

- Densa ou glandular (0% substituída);
- Mista parcialmente substituída com predominância de tecido glandular (> 50%);
- Mista parcialmente substituída com predominância adiposa (< 50%);
- Adiposa (100% substituída).

2.5. Câncer de mama

O câncer de mama, assim como outras neoplasias malignas, resulta de uma proliferação incontrolável de células normais. Elas podem ser resultados de alterações genéticas (hereditárias ou adquiridas por fatores ambientais ou fisiológicos), que podem ocasionar um crescimento desordenado das células, levando ao surgimento do tumor.

Segundo tipo mais frequente no mundo, o câncer de mama é o mais comum entre as mulheres, respondendo por 28,1% dos casos novos a cada ano. A estimativa de novos casos é de 57.960 para 2016, estando em primeiro lugar na maioria das regiões do Brasil e em segundo lugar na região norte (INCa, 2013).

No Brasil, as elevadas taxas de mortalidade por câncer de mama podem ser influenciadas pelo diagnóstico tardio, com poucas chances de um tratamento menos agressivo ou cura. Na população mundial, a sobrevida média após cinco anos é de 6% e estatísticas indicam que, o câncer de mama é a principal causa de morte em mulheres (INCa, 2013).

O câncer pode ser considerado maligno (adenocarcinoma), caso multiplique-se desordenadamente invadindo tecidos e órgãos. No caso do câncer benigno (hiperplasia), trata-se de uma massa autolimitada, que não gera invasão a tecidos adjacentes. Suas células são bem semelhantes ao tecido normal e, embora seja considerado o tipo menos danoso, alguns tumores benignos podem ser capazes de tornarem-se malignos (www.famerp.br/atlasvirtual).

Os seus fatores de risco são os eventos existentes para que uma pessoa saudável possa adquirir a doença. Podendo ser controláveis como o tabagismo, dieta e as exposições solares e a radiações e incontroláveis ou intrínsecos como idade, o gênero e os antecedentes familiares e fatores de risco ocupacionais, que relacionam lugares e atividades.

No caso do câncer de mama, os principais fatores de riscos estão ligados à idade, aspectos endócrinos e genéticos. Os fatores hereditários e os que estão ligados à duração da atividade ovariana da mulher, em princípio, não são possíveis de serem mudados, porém, controles podem ser adotados com relação ao estilo de vida, obesidade pós-menopausa, sedentarismo, consumo excessivo de álcool e terapia de reposição hormonal. Evidências científicas relatam que por meio de alimentação, nutrição e atividade física é possível reduzir em até 28% o risco do desenvolvimento do câncer de mama (INCA, 2014)

A indução de câncer por radiação também é um fator de risco. Cada região anatômica apresenta um grau de radiosensibilidade celular. Na Tabela 1 são apresentados os fatores de peso para cada tipo de tecido ou órgão (ICRP 103). Segundo Tribodeau e Bergonier, o grau está associado à diferenciação celular e sua atividade mitótica e, sendo assim, quanto mais indiferenciado e ploriferativo, maior será a radiosensibilidade desse tecido.

Tabela 1: Fatores de peso (w_T) para órgãos e tecidos (ICRP 103)

Tecido ou órgão	w_T (2007)
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mama	0,12
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Fígado	0,04
Tireoide	0,04
Superfície do osso	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Pele	0,01
Restante	0,12
Soma total	1,00

2.6. Desenvolvimento da tomografia computadorizada

O termo tomografia significa estudo por cortes ou seções. Em um sistema tomográfico são produzidos múltiplos cortes em diferentes projeções o que permite visualizar órgãos e tecidos sem sobreposição.

O primeiro equipamento de tomografia computadorizada (CT) foi fabricado em 1972 pela EMI (*Electric and Musical Industries*) para exames de cabeça. Em 1979, esta invenção deu ao engenheiro inglês Goldfrey N Hounsfield e a Allan Cormack dos Estados Unidos o prêmio Nobel de Medicina. Em 1974, Dr Robert Ledley desenvolveu o primeiro CT para exames de diferentes regiões do corpo.

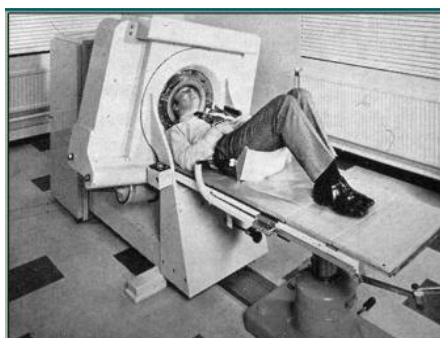


Figura 3: Imagem do primeiro equipamento de tomografia computadorizada

A primeira geração de CT utilizava um sistema rotação/translação. O feixe de radiação era tipo lápis e dois detectores mediam a transmissão dos raios X através do paciente. Iniciando com um ângulo particular, o tubo de raios X e o sistema detector transladavam linearmente através do campo de visão. Ao completar este movimento, o sistema girava 1° dando início a nova aquisição de dados.

Na segunda geração, o feixe passou a ter forma de leque (10°) e um conjunto de 5 a 50 detectores passou a ser utilizado, reduzindo o tempo de aquisição de 5 minutos para 20 a 60 segundos.

Nos tomógrafos terceira geração (rotação/rotação), a ampliação do ângulo de abertura do feixe de radiação e o aumento do número de detectores (superior a 800) possibilitou eliminar o movimento de translação do tubo.

No sistema de 4ª geração, os detectores foram removidos do gantry rotatório e cerca de 4.800 detectores foram posicionados em um anel estacionário em 360 graus em torno do paciente. O tubo realiza o movimento de rotação enquanto os detectores permanecem estacionários (rotação/estacionário). Esse CT foi gradativamente substituído devido a restrições do projeto e alto custo.

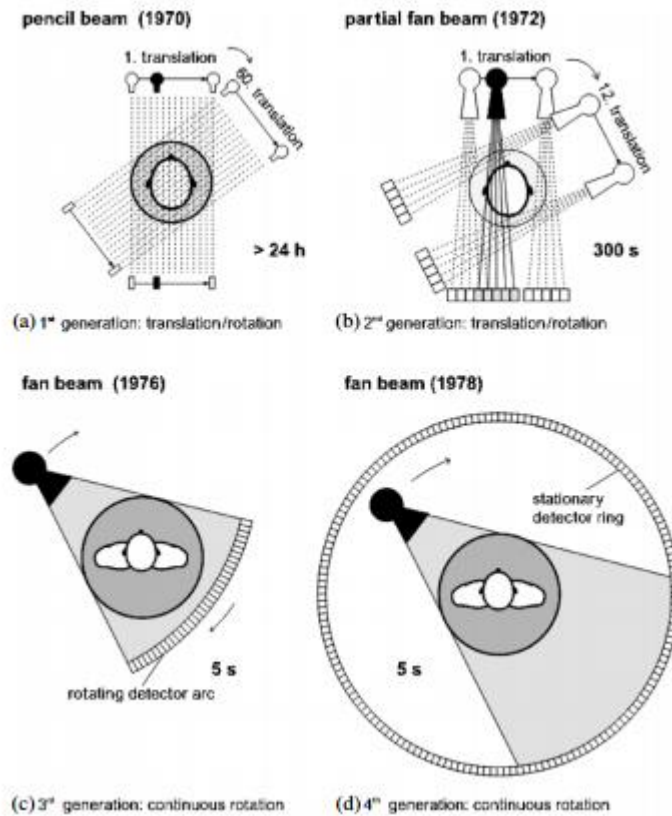


Figura 4: Representação esquemática das quatro gerações de CT:

No método de tomografia computadorizada axial, o paciente é exposto com o tubo realizando movimento de 360° em sua volta, enquanto a mesa permanece imóvel. Após a realização desse corte, a mesa se deslocava até que um novo corte fosse realizado.

No ano de 1989, W. A. Kalender e P. Vock realizaram o primeiro estudo com o TC helicoidal. A tecnologia dos anéis deslizantes (*slip-rings*) foi introduzida nos sistemas de terceira geração. Estes anéis forneciam energia ao sistema sem a necessidade de cabos de alta tensão permitindo o movimento contínuo de rotação do sistema tubo-detector. Com este recurso e a introdução de novos algoritmos matemáticos, foi possível desenvolver os sistemas helicoidais onde a mesa desliza durante a rotação do sistema (MOURÃO. 2007).

2.6.1 Sistemas tomográficos de corte único e multicortes

Um equipamento de tomografia computadorizada pode apresentar diferentes quantidades de fileiras de detectores que dependerá do fabricante e do seu avanço tecnológico. Em 1998, na evolução do sistema tomográfico de corte único (SSCT) para um sistema multicortes (MDCT) com a quantidade de fileira variando de 4 a 256, foi

necessária a inserção de novos conceitos tecnológicos nos detectores, como por exemplo, a geometria de aquisição.

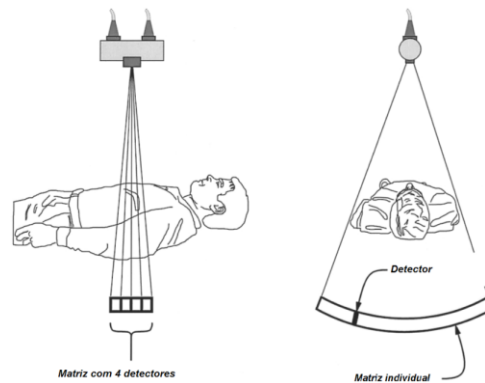


Figura 5: Ilustração da tecnologia de CT: a) multicorte (MSCT); b) corte único (SSCT)

Como os fótons passaram a incidir de forma oblíqua nos detectores, houve a necessidade da criação de novos processos de interpolação de dados. Nos sistemas de corte único, o processo de reconstrução era baseado em conceitos mais simples composto por três passos: a varredura espiral-helicoidal por amostragem entrelaçadas, filtração dos feixes única no eixo z e reconstrução dos feixes. (OLIVEIRA 2012)

Comparando os sistemas SSCT com MDCT pode-se verificar que essa evolução proporcionou maior qualidade de imagem e maior volume de digitalização em menor velocidade. (KALENDER, 2005)

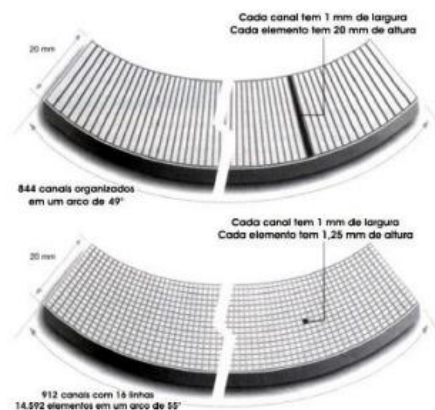


Figura 6: Representação dos sistemas de corte único e multicortes

2.7 Principais componentes do tomógrafo

2.7.1. Gantry

É a maior estrutura que compõe o aparelho de tomografia computadorizada (Figura 7). Em seu interior encontram-se um tubo de raios X de alta potência, os filtros, os colimadores e o sistema de detectores.

Na região externa do *gantry*, encontram-se os lasers de posicionamento, saída de som e microfone para comunicação do operador com o paciente, display digital e botões de comando mecânico da mesa e do aparelho.

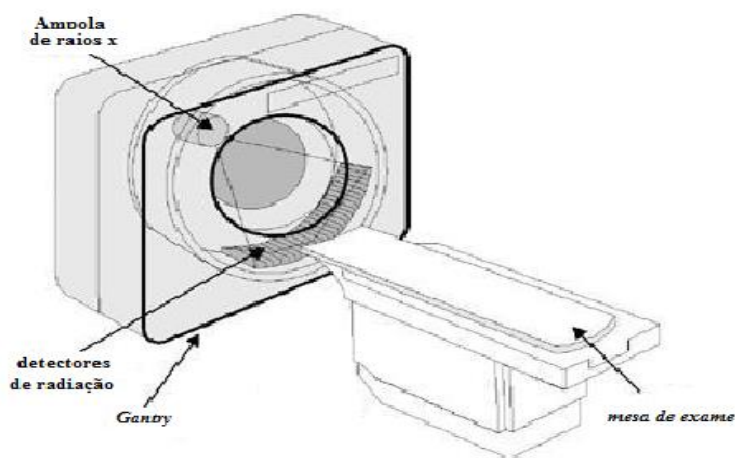


Figura 7: Componentes do *gantry*

2.7.2. Detectores

Após o feixe de radiação atravessar o paciente, os fótons de diferentes intensidades serão detectados. Os detectores podem ser do tipo sólido ou gasoso, devendo ter como característica alta eficiência geométrica, quântica e de conversão, e maior estabilidade com pouca sensibilidade a variação da temperatura. Os diferentes tipos de detectores utilizados determinam a eficiência do sistema que pode variar de 45 – 85%.

A eficiência dos detectores possui relação direta com a dose no paciente, ou seja, quanto maior a eficiência do detector menor será a dose no paciente sem que essa redução influencie na qualidade das imagens produzidas.

Em tomografia utilizam-se basicamente detectores a gás ou de estado sólido. Nos detectores a gás, a radiação ao incidir no volume sensível cria pares de íons que são coletados produzindo um sinal elétrico. Um campo elétrico é aplicado para acelerar os

elétrons, tornando a coleta dos elétrons mais eficiente para o processo de detecção. (KNOLL, 2010). Em tomografia utilizava-se o gás xenônio.

Os detectores sólidos tem a característica de um semicondutor que captam a radiação e a converte em energia elétrica. Devido sua característica semicondutora, seu funcionamento é influenciado diretamente pela temperatura. Os materiais mais utilizados são o Germânio e Silício. Estes detectores apresentam alta resolução, o que facilita a determinação da energia da radiação incidente, desta forma, as flutuações nas incertezas são pequenas. Estes detectores passaram a ser utilizados nos sistemas multicortes.

2.7.3. Filtros

Além da filtração inerente são adicionados filtros planos e filtros do tipo bow-tie. Os filtros planos podem ser de alumínio com 3 mm de espessura ou de cobre com 0,1 a 0,4mm de espessura. Estes filtros aumentam a energia média dos fótons de raios X.

Os filtros do tipo *bow-tie* tem a função de atenuar a radiação direcionada para as extremidades do corpo do paciente e reduzir minimamente a radiação direcionada para o ponto central. Desse modo, ele compensa a diferença de espessura das estruturas para que a intensidade chegue de forma homogenia ao paciente. Esse filtro deve ser composto de material com baixo número atômico para que o feixe em forma de leque possa ser endurecido, diminuindo a diferença entre o centro e a periferia conforme Figura 8. Para este propósito, pode se utilizar o teflon devido sua eficiência determinada pela alta densidade aliado ao seu baixo número atômico. (KALENDER, 2005)

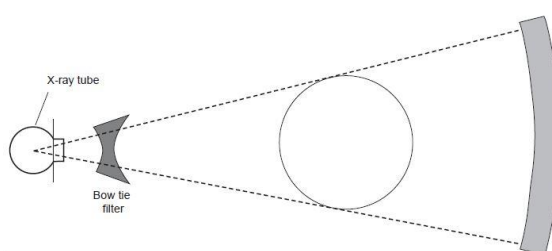


Figura 8: Atenuação da intensidade do feixe em leque pelo filtro bow-tie

2.7.4. Colimadores

Os tomógrafos apresentam colimadores pré e pós-paciente, que além de absorver os fótons espalhados, os colimadores nos sistemas de corte único (SSCT) determinam a espessura do corte, que será utilizado durante o estudo tomográfico, conforme figura 9.

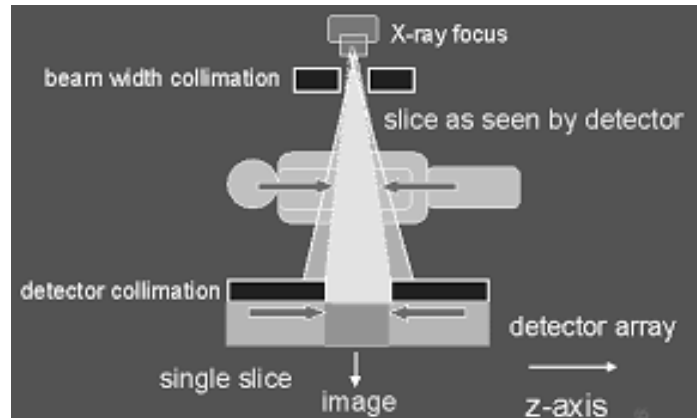


Figura 9: Ilustração esquemática de colimadores pré e pós-paciente

Em sistemas de tomografia computadorizada multicortes (MDCT) a espessura do corte é definida eletronicamente por meio da ativação de canais e das fileiras de detectores, como apresentado na Figura 10. A configuração de detectores pode ser uniforme, não uniforme e híbrido.

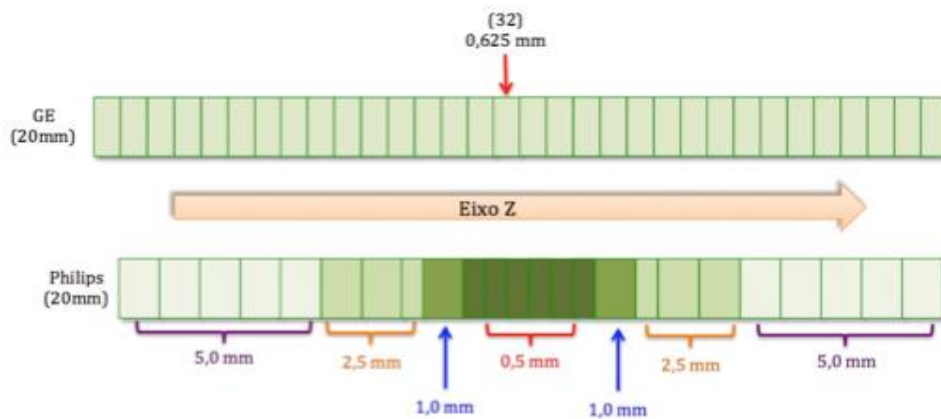


Figura 10: Sistemas (MDCT): espessura do corte é definida por ativação de canais

2.7.5. Computador

As funções do computador são executar o planejamento e realização do exame além do processamento das imagens. Todas as informações recebidas dos detectores em forma de sinal elétrico são transformadas por softwares com algoritmos específicos para formação de imagens digitalizadas. Essas imagens podem ser pós-processadas de acordo com a necessidade clínica.

É através do sistema computacional que toda programação do equipamento é realizada, como os testes de calibração, definição dos parâmetros de técnica e posição entre o plano do corte (movimento da mesa).

O sistema computacional deve possuir e característica como: capacidade de processamento, memória, armazenamento e software com recursos de computação gráfica.

2.8. Princípios básicos da formação da Imagem Tomográfica

Após a radiação interagir com o corpo do paciente, que apresenta diferentes níveis de atenuação, é detectada pelo conjunto de detectores os quais recebem unicamente a projeção da seção em estudo de um determinado ângulo.

A leitura do sinal do detector é proporcional ao grau de atenuação ou ao grau de penetração dos fótons, sendo representado pela quantidade de fótons que atingem o detector em forma de sinal elétrico que após isso será amplificado.

Ao atravessar um objeto qualquer, o feixe de radiação sofre alterações em sua composição, isso é justificado pela interação de alguns de seus fótons com a matéria e essa interação é ocasionada por: efeito fotoelétrico e espalhamento *Compton*. Interferem na transmissão dos feixes:

- Comprimento do trajeto (x);
- Coeficiente de atenuação linear (μ);
- Energia dos fótons.

Com esses fatores, a fórmula de transmissão da radiação é apresentada pela equação 1, onde é levado em consideração a heterogeneidade dos tecidos e da energia dos fótons.

$$N = \int_0^{E_{max}} N_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE \quad (01)$$

Conhecendo os valores de intensidade de radiação incidente e transmitida e a espessura do paciente, pode-se determinar o valor do coeficiente de atenuação linear μ . Entendendo que o corpo humano é composto por de vários materiais, as seções de corte serão constituídas de inúmeros valores de coeficiente de atenuação linear de cada material que a compõe, caracterizando assim o coeficiente médio de atenuação linear, como representado na Figura 11

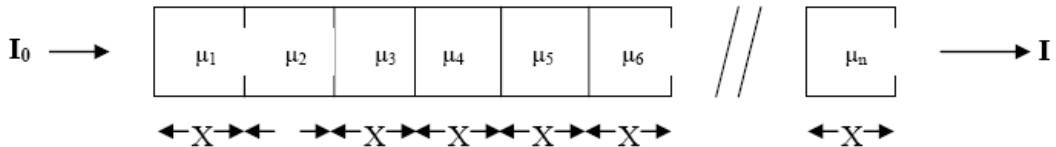


Figura 11: Representação da trajetória da radiação pelas diferentes regiões e materiais de uma região anatômica

A partir da Equação 1 pode-se obter:

$$T_{\theta}(x) = \ln \frac{I}{I_0} = -X \sum_{\text{fonte}}^{\text{detector}} \mu(x, y) \quad \text{Equação 2}$$

Onde $T_{\theta}(x)$ representa a transmissão dos raios X num ângulo θ , é a soma de todos os coeficientes de atenuação ao longo da linha no plano XY. Para obter os valores de pixel, é necessário determinar os coeficientes de atenuação em cada ponto no objeto, $\mu(x,y)$, a partir dos raios soma em todos os ângulos nos quais obtiveram-se dados.

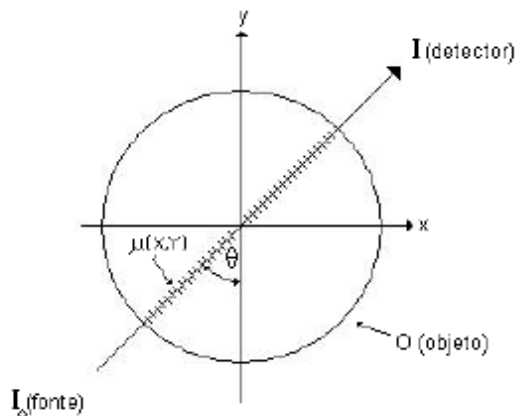


Figura12: Coeficientes de atenuação linear $\mu(x,y)$ para um ângulo θ .

Para se produzir a imagem tomográfica é necessário um conjunto de perfis de atenuação obtidos em diferentes ângulos de projeção. Durante a rotação do tubo de raios x em torno da seção do corpo, os detectores registram leituras em intervalos fixos de

tempo. Com ângulo mínimo de 180° varredura. O número total de medições de atenuação é produto de número de projeções e o número de raios por projeção, requerendo 100.000 a 1.000.000 medições. (kak, 2002).

Conforme Figura 13, após a formação de diferentes perfis de atenuação, o sinal é digitalizado em padrões conhecidos pelo computador para serem tratados por algoritmos especiais e possibilitarem a construção de imagens.

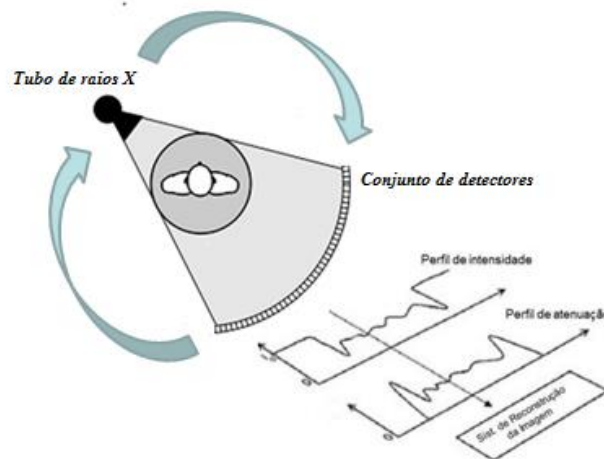


Figura 13: Interação dos fótons de radiação após atravessar o paciente e ser coletada pelos detectores formando diferentes perfis de dose

2.8.1. Número de CT e Escala Hounsfield

O valor da Unidade Hounsfield de um determinado material é calculada através da seguinte fórmula:

$$N^{\circ} \text{ CT} = 1000 \cdot \frac{(\mu_x - \mu_A)}{\mu_A} \quad (04)$$

Onde:

- μ_A equivale ao o coeficiente de atenuação linear da água;
- μ_x o coeficiente de atenuação linear do material em questão.

Na variação de uma (1) unidade Hounsfield (HU), equivalerá à alteração de 0,1% do coeficiente de atenuação linear da água.

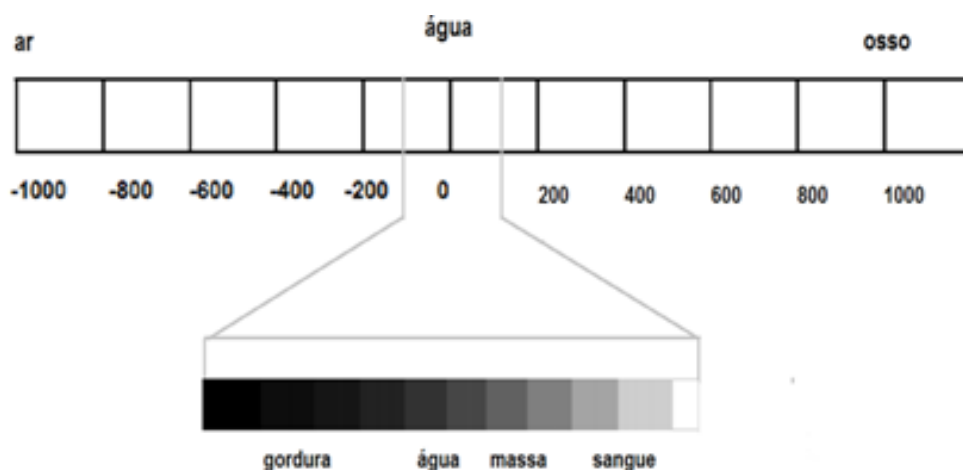


Figura 14: Representação da escala *Hounsfield* com um típico janelamento para partes moles

Baseado na escala Hounsfield (Figura 14), a todas as estruturas que compõem o corpo humano serão atribuídos valores numéricos denominados de número de CT que corresponderam as densidades de cada tecidos. Alguns desse tecidos e seus valores de número de CT são apresentados na Tabela 02.

Tabela 2: Valores de unidade Hounsfield (HU) de substâncias comuns

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

A escala Hounsfield (HU) é uma correlação de coeficientes de atenuação linear (μ) fruto da composição de massa na qual a radiação atravessou para uma escala numérica que pode ser representada de -1000 HU até 3000 HU.

Utilizada como parâmetro na escala, o número de CT da água é definido como zero unidade Hounsfield (HU), enquanto a radiodensidade do ar é definida como -1000

HU. Sua função é relacionar diferentes tons de cinza com diferentes intensidades de atenuação dos fótons de radiação, adquiridos durante o exame de tomografia computadorizada.

Para delimitar melhor as regiões específicas da escala, são selecionadas janelas para permitir uma maior diferenciação entre tons de cinza muitas vezes indistinguíveis ao olho humano.

Com uma única exposição ao paciente, o estudo tomográfico pode fornecer através da abertura de janelas na escala Hounsfield, informações sobre diferentes tecidos e órgãos. Isto se mostra relevante, pelo fato de com exceção do tecido ósseo, os demais tecidos humanos possuem coeficientes de atenuação lineares próximos ao da água, tornando-os pouco distinguíveis em uma imagem. Na Figura 15 pode-se observar o efeito da janela em uma única imagem de tórax de mediastino e parênquima pulmonar.

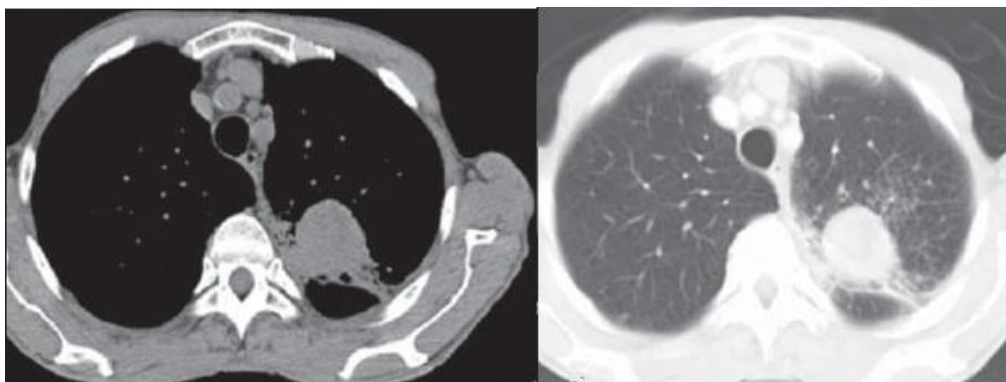


Figura 15: Corte axial do tórax com janela para mediastino e parênquima pulmonar respectivamente

2.8.2. Parâmetros tomográficos

Os parâmetros tomográficos são definidos como recursos técnicos disponíveis nas plataformas de aquisições dos equipamentos. Sua seleção afeta a qualidade das imagens e na dose atribuída ao paciente.

Os parâmetros tomográficos que serão mais bem descritos são: Espessura de corte; Eixo de corte e *pitch*; (incremento), Corrente (mA); Alta tensão (kV); Tempo de Varredura; Tempo de *Delay*, FOV de aquisição (*campo de visão*) (*field of view*).

- a) **Espessura de corte:** possui relação direta com a abertura dos colimadores pré-paciente em sistemas SSCT, no qual o feixe de radiação ultrapassa antes de interagir

com o agrupamento de detectores e produzir as imagens tomográficas. Já em sistemas MDCT, a espessura é definida por ativação de números de canais.

A escolha da espessura de corte dependerá da composição e tamanho da região a serem estudadas. Regiões que possuem alto contraste de densidade de massa entre estruturas adjacentes, recomenda-se utilizar cortes finos, enquanto, quando não houver um grande contraste entre as estruturas, por exemplo, tecidos moles são recomendados o uso de cortes mais espessos, com isso, conseguiremos uma maior distinção entre o contraste dos tecidos.

Quando se utiliza cortes finos em estudos tomográficos obtém-se um aumento da resolução espacial, melhor reconstrução (coronal sagital e oblíquas) e menor influência de artefatos. No entanto, aumenta-se o ruído, o tempo de varredura e o tempo de reconstrução. Os aparelhos de tomografia modernos permitem colimação de até 0,5mm, sendo comuns espessuras de 0,5mm, 1 mm, 2mm, 5mm.

b) **Incremento de mesa e pitch** - A escolha das distâncias entre os eixos da espessura do corte está relacionada ao fator pitch. Sendo sua fórmula didaticamente definida por:

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Deslocamento da mesa por volta do tubo}}{\text{Espessura do feixe}} \quad (05)$$

Recomenda-se que se use um valor de pitch maior que 1, ou seja, o deslocamento da mesa por volta do tubo levemente maior que espessura do feixe. Desta forma, evita-se a sobre-exposição de uma mesma região do tecido. Por outro lado, se o pitch for muito maior que 1, alguma região entre os eixos de cortes podem não ser irradiadas (Figura 16).

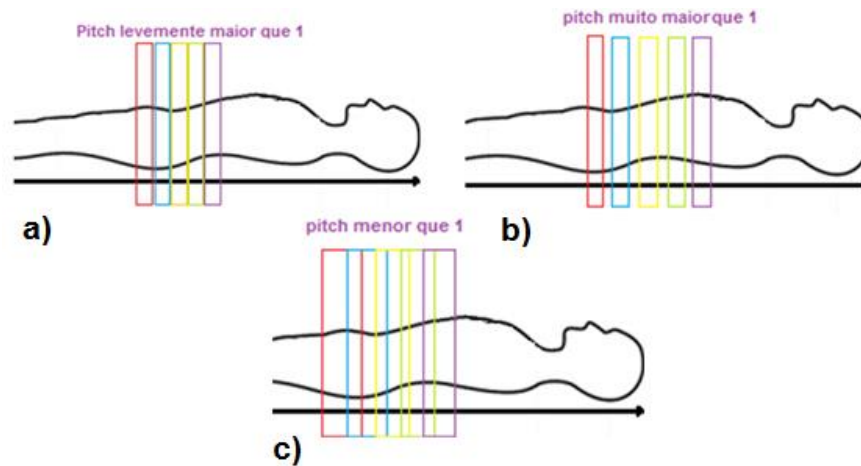


Figura 16: Imagem a) sem tecido duplamente irradiado e sem perda de informação, Imagem b) Perda de informações na varredura e imagem c) Com tecido duplamente irradiado

- c) **Corrente (mA)** - Uma corrente elétrica é definida como a movimentação ordenada de cargas elétricas entre os polos da ampola de raios X, tendo relação direta com o número de fótons de radiação que são produzidos e expostos ao paciente durante o exame.
- d) **Alta tensão (kV)** – A tensão está relacionada a diferença de potencial aplicada DDP dentro do tubo de radiação, ela dirá qual o valor da energia cinética adquirida pelo elétron e conseqüentemente o poder penetração da radiação produzida. O ajuste do parâmetro da tensão no tubo varia de acordo com a necessidade do operador na realização de seu exame, porém a sua escolha deve observar algumas conseqüências:
- O aumento da corrente aplicada significa:
- Aumento da radiação secundária;
 - Aumento do calor gerado no tubo;
 - Maior desgaste do tubo;
 - Aumento da dose;
 - Aumenta o contraste da imagem.
- e) **Tempo de Varredura** - Tempo de rotação do tubo de Rx é o tempo necessário para que o tubo dê uma volta completa em torno do paciente, em aparelhos modernos esse tempo pode durar até 0,5 a 4s, cada processo desses representará um corte tomográfico, a soma de todos esses cortes compõe a varredura total

realizada. Tempo de varredura longo - pode gerar artefatos de movimento, enquanto tempo de varredura curto - possibilita a realização de exames em regiões com movimentos involuntários. A espessura e quantidade do número de cortes são diretamente proporcionais ao tempo de varredura.

- f) **Tempo de Delay** – É o tempo programado em cada protocolo que relaciona o intervalo entre o acionamento do comando de exposição até a efetiva exposição à radiação. Seu uso não é por acaso, ele pode ser utilizado para que uma mensagem de apneia seja transmitida ao paciente, sendo o tempo para o entendimento do comando e a realização do exame ou até mesmo, para que a substância contrastante atinja uma desejada região. No capítulo onde será abordado as angio tomografias, a utilização do tempo de *delay* será definido na prática.
- g) **Algoritmos de Reconstrução e filtros** - Após aquisição de uma quantidade de dados pelos detectores, esses dados são trabalhados por algoritmos matemáticos capazes de reconstruir imagens. Existem filtros para diferentes partes do corpo com o objetivo de ressaltar algumas estruturas e facilitar o diagnóstico
- h) **Matriz, pixel e voxel** – A matriz é definida pelo número de pixel que formam a imagem, matrizes pequenas proporcionam perda de resolução espacial da imagem, enquanto as matrizes grandes geram aumento da quantidade de dados. Uma matriz considerada padrão é a Normalmente é de 512 x 512

Existem algumas matrizes padrão:

- 340 x 340
- 512 x 512
- 768 x 768
- 1024 x 1024

A resolução da imagem é definida como a quantidade de pixel necessário para produção de uma imagem. Quanto maior a resolução, maior o número de pixel e menor a dimensão de área do pixel.

Tabela 3 Relação de tamanhos de pixel com tipos de resolução

Resolução	Tamanho de pixel (mm)	Indicação
Padrão	1 x 1	Todas em geral
Alta	0,25 x 0,25	Tecidos moles
Ultra- alta	0,11 x 0,11	Estruturas muito pequena

- i) **FOV (*campo de visão*) (*field of view*)** - É o diâmetro de visão mínimo de uma imagem (cm ou mm), ou seja, é a parte da matriz que será representada na tela do monitor de vídeo. A alteração do diâmetro do FOV irá alterar a área do pixel, pois seu valor é obtido pela razão entre o FOV e a matriz.
- j) **Fator Zoom** - Quanto maior for o FOV, menor será a imagem das estruturas que compõem cada corte na tela, pois menor número de pontos será enquadrado nesse campo de visão, reduzindo assim a imagem para mostra-la em toda sua totalidade. Em casos de menor FOV, as imagens estarão ampliadas, contudo, essa ampliação em nada aparece com a função magnificação, pois ela não compromete a resolução espacial e nem produz distorção (Figura 17).

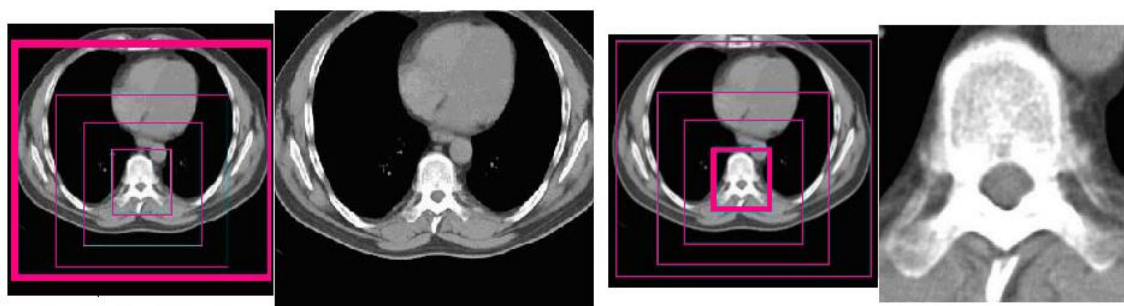


Figura 17: Fator zoom a) fator zoom equivalente a 1,4 com FOV de 36 cm, b) fator zoom equivalente a 6,2 com FOV de 8 cm

Existe um valor de FOV ideal para cada segmento estudado, ele é determinado a partir da medida do maior diâmetro de cada região usando como padrão a imagem anatômica referência do início do estudo.

A Tabela 4 apresenta valores de FOV de acordo com os diâmetros de cada região anatômica.

Tabela 4: Tamanhos de FOV por região anatômica

Região	FOV (cm)
Crânio	22
Tórax	35
Abdome	40
Joelho	18
Face	14
Coluna	14

Tamanho da varredura – representa o comprimento da região estudada sendo determinado pelas estruturas que serão incorporadas no estudo clínico. Esse comprimento deve ser restringido a área de interesse diagnóstico.

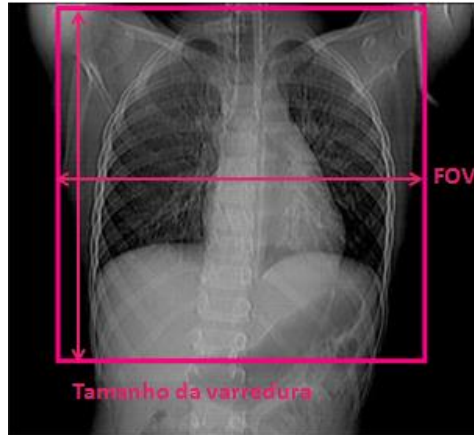


Figura 18: Diferença demonstrada no topograma entre FOV e tamanho de varredura

2.9. Grandezas dosimétricas em tomografia

2.9.1. Dose absorvida (D)

A dose absorvida D é definida como a energia média depositada pela fonte (d_e) cedida a um material, por unidade de massa do material (d_m), e está representada na equação 7.

$$D = \frac{d_e}{d_m} \quad (07)$$

A dose absorvida é medida em joules por quilograma (J/kg) e sua unidade denomina-se *gray* (Gy), e está representada na equação 8. (CAMPOS, 2006; SCAFF, 2008)

$$1\text{Gy} = \frac{1\text{J}}{\text{Kg}} \quad (08)$$

2.9.2. Dose equivalente (H_T)

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad [Sv \text{ ou } J.kg^{-1}] \quad (09)$$

É o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$, obtido sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R. onde w_R é o fator de peso de cada radiação R que permite converter a dose absorvida $D_{T,R}$, no tecido T, em dose equivalente no tecido T, devido à radiação do tipo R. A unidade especial da grandeza dose equivalente é o rem (*röntgen equivalent man*) que é relacionado com a unidade do SI por: $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} = 1 \text{ J/kg}$. (Okuno e Yoshinura, 2010)

2.9.3. Dose efetiva (E)

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [Sv \text{ ou } J.kg^{-1}] \quad (10)$$

É a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo. Onde w_T é o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída. Os fatores de ponderação de tecido ou órgão à radiação, no que concerne à indução de câncer e a efeitos hereditários. (Okuno e Yoshinura, 2010)

2.9.4. Fator de peso para os tecidos e órgãos (w_T)

Em algumas publicações da ICRP como a de número 26 de 1977, na publicação 60 de 1990 e mais atualmente a 103 de 2007, foram importantes referências no estabelecimento de grandezas radiológicas, suas relações e métodos de medição, dentro de uma concepção o mais coerente possível. Na ICRP 60 surgiram novas grandezas, algumas em substituição a grandezas definidas na ICRP 26, que tinham o inconveniente de terem nomes muito parecidos.

Mesmo ainda não sendo adotada nas normas nacionais, a ICRP 103 visa substituir formalmente os relatos das Comissões anteriores. Assim, essa publicação propõe atualizar os fatores de ponderação de radiação e tecido nas quantidades equivalentes e dose eficaz, além de atualizar detrimento da radiação, com base em informações científicas baseados em estudos biológicos e físicos da exposição à radiação.

Se forem observados os diferentes valores atribuídos aos fatores de peso para tecidos e órgãos ao longo desses 30 anos de diferença da ICRP 26 para a 103, muitos órgão foram incluídos e muitos fatores já existentes foram alterados de forma crescente e decrescente. Essas alterações foram baseadas em novas perspectivas e contribuições das pesquisas realizadas pelos membros integrantes da comissão.

A Tabela 5 apresenta um comparativo entre as publicações da ICRP 26, 60 e 103 com os diferentes valores de ponderação atribuídos aos tecidos e órgãos ao longo do tempo.

Tabela 5: A tabela apresentar um comparativo entre as ICRPs 26, 60 e 103

Teclado ou Órgão	Wt		
	ICRP 26	ICRP 60	ICRP103
Gonada	0,25	0,2	0,08
Cólon	0	0,12	0,12
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12	0,12
Estômago	0	0,12	0,12
Bexiga	0	0,05	0,04
Mama	0,15	0,05	0,12
Fígado	0	0,05	0,04
Esôfago	0	0,05	0,04
Tireóide	0,03	0,05	0,04
Pele	0	0,01	0,01
Superfície óssea	0,03	0,01	0,01
Cerebro	0	0	0,01
Glândula Salivar	0	0	0,01
Restantes*	0,3	0,05	0,12

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

2.9.5. CTDI Computed Tomography Dose Index

O índice de dose em tomografia é uma grandeza dosimétrica obtida pela integral do perfil de dose no ar em um único corte, ao longo de uma linha infinita perpendicular ao plano tomográfico. É a razão entre a dose absorvida total pela espessura nominal de corte T. Essa grandeza é definida na equação 12. (LNMRI/ CNEN, 2002)

$$CTDI = \frac{1}{N * T} * \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) * dz \quad (12)$$

2.9.6. $CTDI_{100,w}$ ponderado

Para determinação de $CTDI_{100,w}$, é necessária a utilização de detector câmara de ionização tipo lápis com comprimento de 100 mm e simulador de polimetimetacrílico (PMMA) de tronco 32cm de diâmetro ou de cabeça 16 cm de diâmetro. Conforme demonstrado na figura 19, os simuladores de PMMA possui orifício na posição central e quatro simetricamente em posições periféricas. Este índice leva em consideração a distribuição da dose no corpo ao longo do objeto irradiado e é calculado de acordo com a Equação 13



Figura 19: Simulador de tronco com detector tipo lápis inserido em seu orifício central

No calculo dessa grandeza, o detector tipo lápis é posicionado internamente em cada um dos orifícios, sendo coletados valores de dose referente a cada uma das posições distintas, para finalmente, de acordo com a equação a seguir determinar o valor de $CTDI_{100,w}$.

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad (13)$$

2.9.7. $CTDI_{vol}$ Volumétrico

Como o $CTDI_{100,w}$ não considera deslocamento da mesa ou o fator de passo, foi necessário a criação de outro índice para tal consideração nomeado como $CTDI_{100,vol}$. Ela

é a resultante de uma série de varreduras, indica a dose de radiação recebida pelo paciente no volume irradiado durante o exame tomográfico. A grandeza $CTDI_{vol}$ é indicado em cada exame através do console do equipamento de tomografia, e é definido pelas equações XX e XX em sistemas axial e helicoidal.

$$\text{Axial } CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (14) \qquad \text{Helicoidal } CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{N \times T}{d} \quad (15)$$

Definido por:

N – número de cortes;

T – espessura de corte;

d – incremento da mesa entre os cortes.

2.9.10. DLP Produto dose comprimento

O DLP é produto do $CTDI_{100,vol}$ pelo comprimento de varredura do exame (mGy x cm). Indica a dose total recebida em um exame de tomografia, nele é considerado o comprimento de varredura (L).

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (16)$$

Como não existe limite de dose para pacientes, houve a necessidade de criação de níveis de referência para procedimentos de radiodiagnóstico, por isso, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica realizou essa proposta baseada em pesquisas. (DREXLER, 1998). Em tomografia computadorizada os níveis de referência são baseados nos seguintes índices de dose: $CTDI_{100,vol}$, $CTDI_{100,w}$ e DLP (ACR,2008).

2.10. Tipos de protocolos de exames de tórax

2.10.1. Indicações para realização de tomografias de tórax

O exame de tórax é relevante para estudo de: Embolia pulmonar; Avaliação de possíveis metástases no pulmão; Avaliação de um nódulo solitário pulmonar; Avaliação de mediastino e hilo; Avaliação da aorta; Avaliação de trauma torácico; Estadiamento de tumores.

Em todos os estudos apresentados de exames de tomografia computadorizada de tórax, as mamas são expostas, o que torna relevante para o desenvolvimento desse trabalho.

2.10.2 . Protocolos de exames tomográficos

Os protocolos de exames são convenções de escolhas dos parâmetros tomográficos pré-determinados que são utilizados na realização dos exames. Eles variam de acordo com a região que será analisada e mediante objetivo específico desejado.(ind clinica)

A determinação de um protocolo, não significa um total “engessamento” dos parâmetros tomográficos utilizados, de acordo com a dimensão látero-lateral (DLL) e ântero-posterior (DAP) ou até mesmo grau de detalhamento objetivado pode fazer com que os valores utilizados nos parâmetros sejam alterados. Esses parâmetros também variam, quando se analisa o mesmo exame em diferentes centros de imagens ou ainda, quando se utiliza equipamentos de fabricantes e tecnologias diferentes.

2.10.3 . CT de tórax em uma fase sem Contraste

Nesse procedimento de aquisição de imagem, o paciente deverá ser posicionado em decúbito dorsal com a cabeça mais próxima do *gantry*, com esse, sem nenhuma angulação. Os braços deverão estar erguidos até a altura da cabeça para evitar artefatos de ruído no tórax, devido à atenuação da radiação gerados pela absorção nos dois braços.

A região anatômica que compreende o tórax localiza-se do ápice pulmonar até as duas cúpulas diafragmáticas. Por recomendação das equipes médicas, o campo de varredura é estendido da região acima dos ápices pulmonares, até a altura de L1 (décima primeira vértebra lombar), que coincide na localização das glândulas adrenais. A justificativa da extensão do campo irradiado até as glândulas adrenais é porque essa região é um sítio comum de metástases de câncer de pulmão. Como pode ser visualizado em figura 20



Figura20: Demonstração do topograma com a varredura englobando a região dos ápices pulmonares até L1

A direção da varredura pode ser craniocaudal ou caudocranial, contudo, de acordo com a tecnologia, os aparelhos de tomografia possuem diferentes tempos de varredura.

Para aproveitar uma total apneia, em aparelhos com varreduras mais lentas, privilegia a orientação dos cortes em caudocranial para que caso o paciente não consiga permanecer em apneia e respire durante o exame, a região do diafragma que se movimenta durante a respiração já tenha sido examinada.

2.10.4. CT de Tórax em duas fases com e sem Contraste

Nesse procedimento, são realizadas duas varreduras na região torácicas respectivamente, uma sem e a posterior com as adições de componente contrastante iodado utilizando nas duas fases os mesmos parâmetros tomográficos.

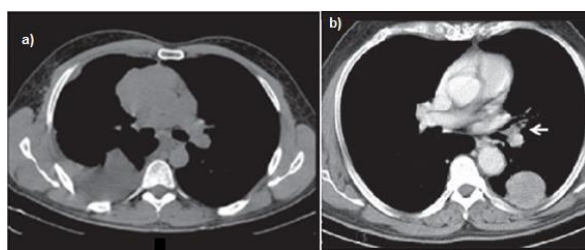


Figura 21: Imagens de tomografias de tórax sem e com contraste iodado

Antes da adição desse componente, é de extrema importância a realização da anamnese do paciente, a fim de certificar que o mesmo não possua nenhum tipo de restrição para o uso dessa substância. Como nem todos os pacientes suspeitam sobre alergias ao iodo, mesmo não tendo sua eficiência comprovada, é hábito que se pergunte se o paciente faz consumo de frutos do mar e folhas verdes escuras com o objetivo de rastrear uma possível alergia a iodo. Além da alergia, outros cuidados prévios devem ser tomados em relação à administração do contraste conforme orientação médica.

Esse exame pode ser solicitado quando realizado em conjunto com o exame de abdome contrastado em fases, sendo a fase de tórax com contraste realizada junto à fase venosa. Outra possibilidade de realização é quando se observa achados sugestivos pulmonares para que haja uma confirmação quanto à captação do contraste por uma determinada região ou segmento.

O quadro abaixo resume alguns parâmetros tomográficos a respeito da realização desses exames.

Tabela 6: Parâmetros CT tórax com e sem contraste

Parâmetros	Referencias
Topograma / <i>Scout</i>	TOP
Orientação do Corte	Craniocaudal ou caudocranial axial sem angulação
Início e final dos cortes	Ápice do tórax até L1
Espessura de Corte	3 mm
Incremento de corte	12 mm (2mm x 6)
<i>Pitch</i>	1,5
FOV	Adequar à região de interesse
Técnica (Tensão)	130
Técnica (corrente)	100
Reconstrução	Alta Resolução

2.10.5. Angio CT de tórax

A angio tomografia é uma modalidade da tomografia que permite estudos das veias e artérias do corpo de forma mais nítida, observando características como: o diâmetro dos vasos, a camada interna e externa e comprometimento dos vasos sanguíneos, que podem ser causados por presença de placas de cálcio ou gordura facilmente demonstrado através do fluxo sanguíneo por essas regiões juntamente com a substância artificial contrastante.

O composto iodo serve para opacificar os vasos, gerar contraste positivo, sua forma de ser demonstrado nas imagens, se justifica pelo seu alto número atômico do elemento iodo em relação as estruturas naturais do corpo humano (densidade de massa e seu nível de concentração junto à corrente sanguínea).

O meio de contraste é administrado de forma parenteral, ou seja, através de veias e artérias, visando à qualidade das imagens produzidas e redução de artefatos. Preferencialmente o contraste será administrado do lado direito.

Antes da sua utilização, o profissional deverá se certificar que o paciente não possua nenhum tipo de sensibilidade ao iodo, para que o mesmo não venha durante a sua administração apresentar diferentes níveis alérgicos que podem evoluir ao óbito.

Outro ponto de relevância é a determinação do melhor acesso, ou seja, um que permita o maior fluxo possível de contraste que possa chegar até 5 ml/s, oferecendo melhores resultados as imagens. A quantidade do contraste, também deve ser calculada e pode ser reduzida sempre que possível, podendo para isso utilizar uma bomba injetoras com duas cabeças. O volume de contraste utilizado nesse procedimento varia entre 80 – 120 ml, podendo ser calculado com base na massa corporal do paciente, utilizando um fator de multiplicação 1 ou 2 ml por kg.

Logo após a entrada do contraste, a bomba injetora administraria junto soro fisiológico para que ele possa “empurrar” a solução contrastante aumentando ainda mais o fluxo dessa substância e reduzindo a quantidade necessária para o exame.

O procedimento de angio tomografia de tórax se divide em: Angio T.C. das Artérias Pulmonares, da Aorta Torácica e das Coronárias

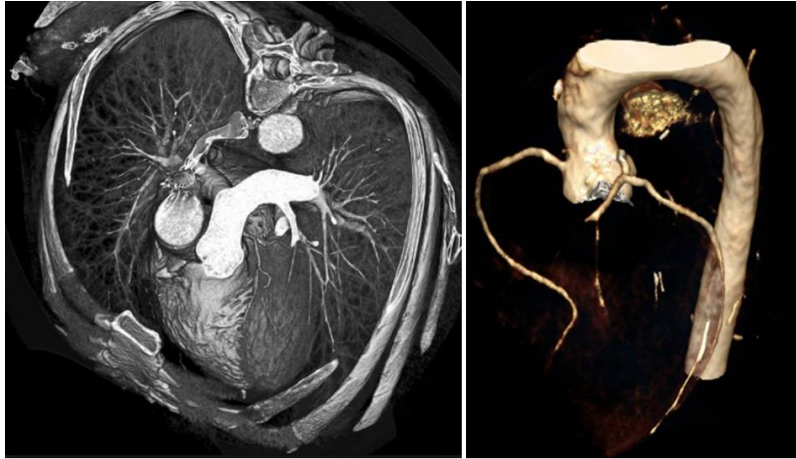


Figura 22: Reconstruções tridimensionais de tomografias computadorizadas de tórax



Figura 23: Reconstrução coronal da angio tomografia de tórax utilizando a técnica MIP, demonstrando tronco da artéria pulmonar, artérias pulmonares, lobares, segmentares e sub segmentares

2.10.5.1. Angio CT para pesquisa de TEP (tromboembolia pulmonar)

A tromboembolia pulmonar (TEP) é caracterizada pela migração de um ou mais coágulos das veias sistêmicas para o leito vascular pulmonar, sendo seu diagnóstico realizado através de procedimentos de imagem como: cintilografia ventilação-perfusão, angiografia pulmonar e tomografia computadorizada (TC).

Dentre esses métodos, o que utiliza tomografia computadorizada apresenta elevada sensibilidade e especificidade no diagnóstico de tromboembolismo pulmonar agudo. Ele é um tipo específico de angio tomografia com o objetivo de avaliação das artérias pulmonares. Esse estudo se tornou possível através da evolução dos equipamentos para categorias com multidetectores. (C. Isabela S. Silva; Nestor L. Müller)

Para que esse exame produza os melhores resultados para o diagnóstico médico, a metodologia para sua realização requer a utilização de recursos como: pré monitoramento e monitoramento.

As utilizações desses recursos respeitam a seguinte sequência:

- Realização da radiografia de localização (topograma) para identificação da região de interesse e definição de FOV e tamanho de varredura (acima do arco aórtico até as porções superiores do diafragma);
- **Pré-monitoramento** - É feita uma sequência de cortes de um mesmo ponto sem o uso de contraste iodado, ela será importante para localização e demarcação do ponto onde teremos interesse de monitorar a impregnação do contraste até que o mesmo atinja um valor de densidade determinado.
- **Monitoramento** - Na avaliação do angio tomografia para investigação de TEP, esse ponto de interesse é exatamente no tronco da artéria pulmonar, nessa região, atribuiremos um ROI (*region of interest*) que será monitorado até atingir o valor de 60 UH (*united Hounsfield*), com 6 segundo de tempo de *delay* (*intervalo de tempo para a solicitação da apneia*) será o suficiente para que a região fique opacificada com uma densidade relativa a 80UH;

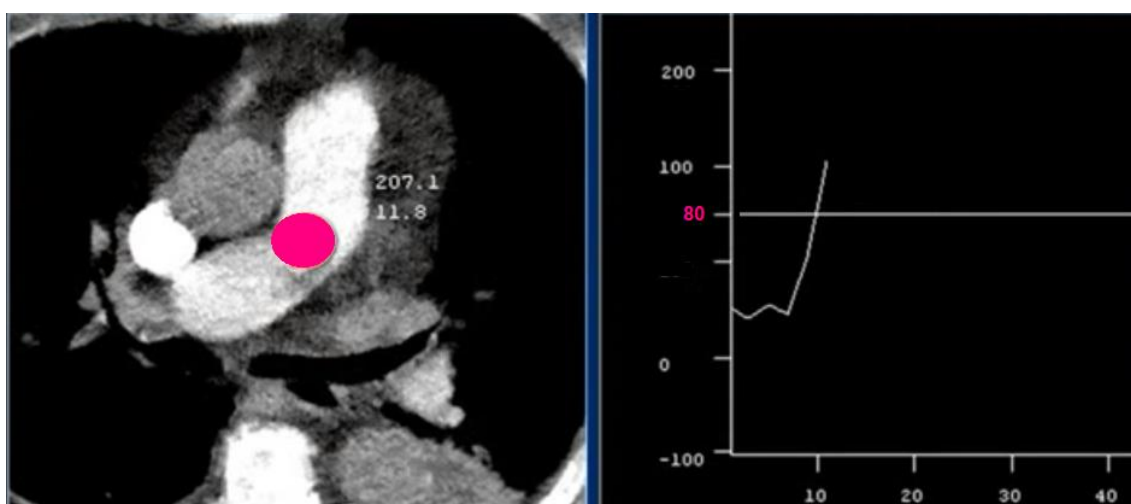


Figura 24: Monitoração da opacificação da artéria pulmonar até que a mesma atinja o limiar pré-estabelecido

Com base na observação de pacientes que se submeteram a procedimentos de angio tomografia e se enquadravam no estereótipo padronizado desse trabalho, foi possível definir a região de varredura em 15,5 cm, conforme figura a seguir é sendo representada por retângulo de cor azul clara.

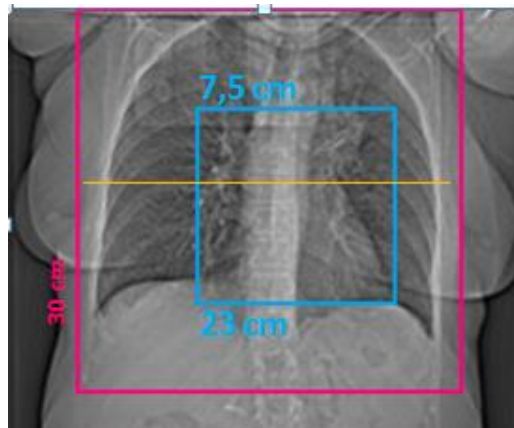


Figura 25: Representação de topograma de angio T.C. com varreduras de angio em azul e varredura de tórax em rosa

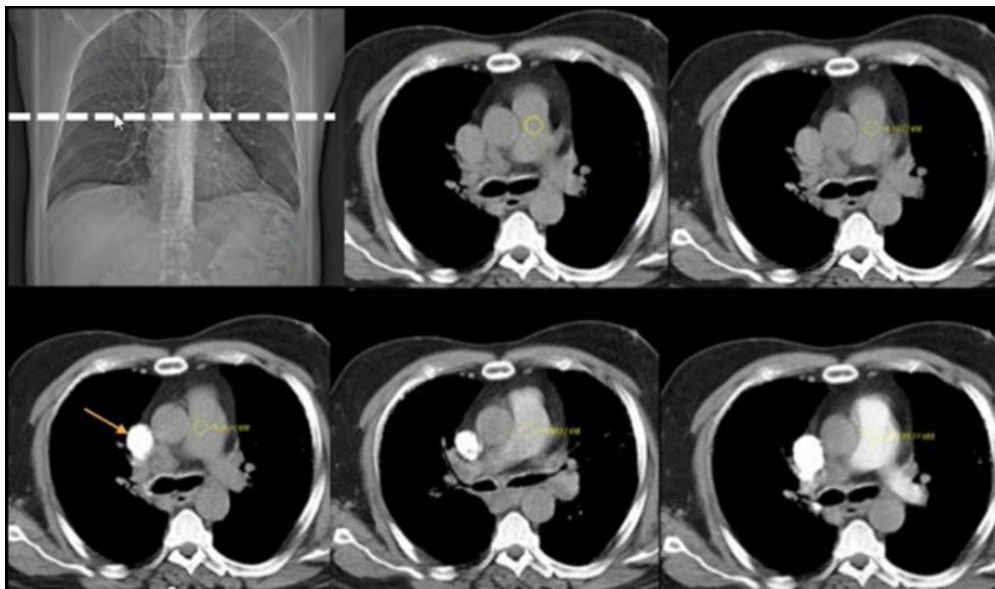


Figura 26: Imagem de angio tomografia com o ROI definido no tronco da artéria pulmonar antes e após a chegada do contraste

Após alcançar esse o limiar desejado de UH, a mesa se locomove para a posição inicial de varredura (base do coração), realizando cortes finos até que chegue à posição final de varredura (acima do arco da aorta). Como pode ser observado, o sentido do corte é caudocranial e isso se justifica devido a grande quantidade de contrastes nas veias subclávias e veia cava superior, para que não venham gerar artefatos nas imagens, prejudicando o laudo do exame.

A última etapa do exame consiste em uma varredura tardia do tórax englobando toda a cavidade torácica, (ápice pulmonar até abaixo das cúpulas diafragmáticas).

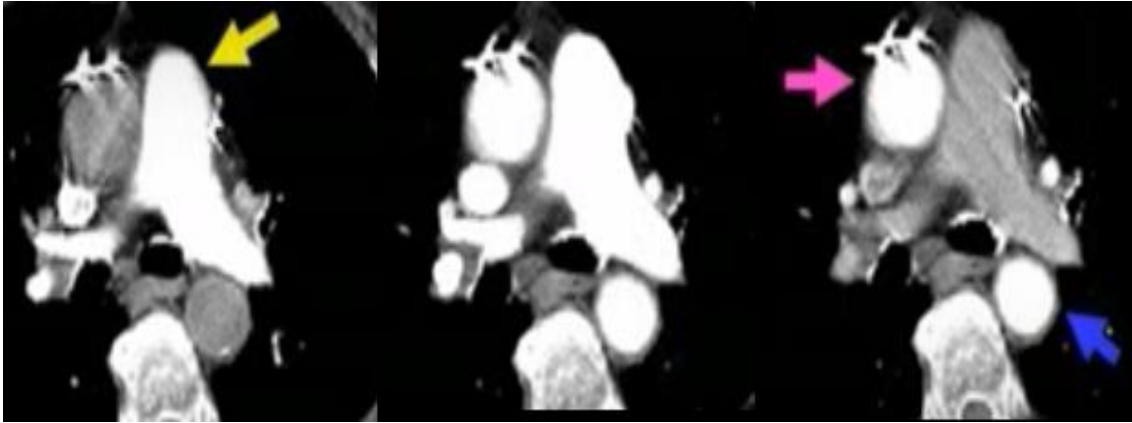


Figura 27: As três imagens retratam a mesma região anatômica com tempos de aquisição diferente, a opacificação do contraste variando da pequena para a grande circulação

Tabela 7: Parâmetros tomográficos do exame de angio tomografia de tórax

Topograma	TOP
Orientação do Corte	Caudocranial, axial sem angulação
Início e final dos cortes	Acima do arco aórtico até as porções superiores do diafragma
Espessura de Corte	2,5mm – 2,0 mm
Incremento de corte	12 mm (2mm x 6) – 6mm (1mm x 6)
Pitch	1,5
FOV	Adequar à região de interesse
Técnica (kVp)	130
Técnica (mA)	100
Reconstrução	Partes moles/ standart
Contraste	3 - 5 ml/kg do paciente, injetar pelo MSE

2.10.6. CT para visualização de nódulo pulmonar

Esse exame é realizado em cinco fases distintas, iniciando sempre pela fase sem contraste, ela ir servir de referência para localização de possíveis nódulos pulmonares. Para realização desse procedimento, é necessário que o nódulo respeite determinadas especificações como:

- Tamanho maior do que 1 cm;
- Homogêneo; Sem focos de calcificação;
- Localizado longe da pleura, para que o movimento de respiração não comprometa o teste;
- Formado por partes moles.

O operador de radiodiagnóstico utilizando o software computacional criará um ROI, limitando uma área de interesse ocupando 50% do volume do nódulo. Caso esse possua pequenas áreas de calcificação nesse ROI não englobará essa calcificação.

Na região que será observado e desenhado o ROI será acionado 4 novas varreduras que irá variar de acordo com o tamanho do nódulo.

Exatamente o mesmo ROI será avaliado nas quatro fases posteriores que será realizado com 1,2,3 e 4 minutos após a administração do contraste iodado.

Caso o nódulo realize captação do contraste, sua densidade irá variar em conjunto com o seu valor de unidade Hounsfield. Realizando o teste de *Swensen* será verificar em qual das fases o valor de UH variou para mais de 15 unidades.

Esse procedimento serve para acompanhamento de aumento de volume de nódulos pulmonares, esse aumento pode ser determinado por volumetria, avaliação do nódulo de forma tridimensional ou apenas com a comparação da variação do maior eixo nodular.

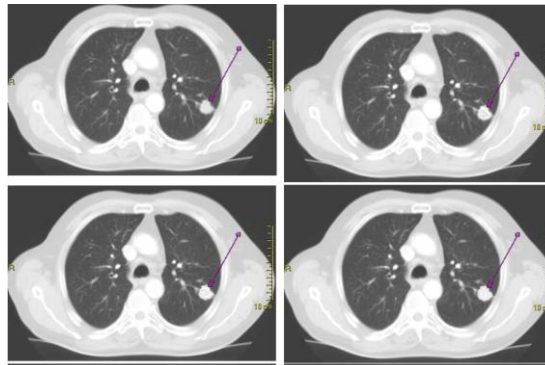


Figura 28: Imagens de tomografia de nódulo pulmonar após 1, 2, 3 e 4 minutos após administração do contraste

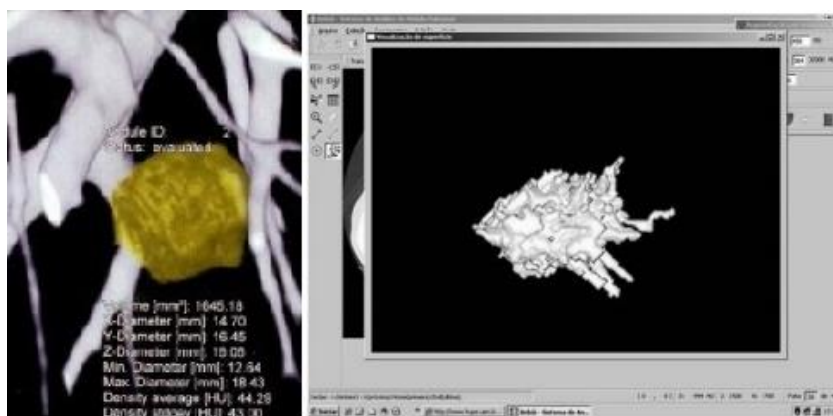


Figura 29: Técnica de volumetria tridimensional

Tabela 8: Parâmetros tomográficos do exame de tomografia de tórax para avaliação de nódulo pulmonar

Topograma	TOP
Orientação do Corte	Caudocranial, axial sem angulação
Início e final dos cortes	Englobando toda região do nódulo pulmonar
Espessura de Corte	1 mm
Incremento de corte	3 mm (0,5mm x 6)
Pitch	1,0
FOV	Adequar à região de interesse
Tensão (kVp)	130
Corrente (mA)	100
Reconstrução	Partes moles/ standard
Contraste	Quantidade a critério do médico

Capítulo 3

3 MATERIAIS E MÉTODOS

As medidas foram realizadas em uma sala de tomografia de um hospital público do Rio de Janeiro. Foram avaliados quatro tipos diferentes de procedimentos e protocolos de exames tomográficos da região torácica.

3.1. Tomógrafo *SOMATOM® Emotion 6* canais

Neste trabalho utilizou-se o *SOMATOM® Emotion 6* canais (Figura 30), o qual possui os seguintes sistemas de modulação de dose: IRIS, a CARE Dose 4D e DoseMAP. As características técnicas do equipamento estão apresentadas na Tabela 9.

Tabela 9: Especificações Técnicas do tomógrafo *SOMATOM® Emotion 6*

Detector	<i>Ultra Fast Ceramic (UFC)</i>
Tubo	<i>DURA 422 MV High performace CT X-ray</i>
Número de fileiras de detector	6
Espessura de varredura	6 x 0,5 mm / 6 x 3mm
Tensão nominal	80, 100 e 130 kv
Variação de corrente	40 – 220 mA
Tamanho mínimo do ponto focal	0,8 x0,5 / 0,8 x 0,7
Tempo de rotação	0,8 s /0,6 s
Velocidade de reconstrução	8 imagens por segundo
Numero de detectores por canal	1,472
Peso	1690kg
Espessura de gantry	69 cm
Dissipação de calor	< 7,9kW



Figura 30: Imagem do tomógrafo SOMATOM® Emotion 6

3.2. Detector de Radiação

O RaySafe Xi é um completo sistema de medições de múltiplos parâmetros em todas as modalidades de raios-X. Simultaneamente o detector é capaz de medir, tensão picos e valores de dose para diferentes camadas semirredutoras e formas de onda.



Figura 31: O detector RaySafe Xi CT é do tipo câmara de ionização híbrido produzido por Unfors RaySafe

A câmara de ionização é provida de um sistema de correção automática para variáveis como é temperatura e a pressão, compensando ativamente essa duas dependências.

A temperatura é medida dentro da câmara de ionização, dando compensações muito precisas, quando o mesmo está ou não sendo utilizado em conjunto com um simulador, sem gerar desvio nos valores.



Figura32: Detector câmara de ionização RaySafe Xi CT

Tabela 10: Ficha Técnica dos equipamentos medidores de Radiação

Equipamento	Fabricante	Modelo	N°de série
Eletrômetro	Unfors/RaySafe	8201013-B Base Unit Platinum Plus	171776
Câmara de ionização	Unfors/RaySafe	8202041-B CT Detector Platinum Plus	168771

Tabela 11: Características da Câmara de ionização

Características	Valores
Comprimento ativo	100 mm
Leituras	10 μ Gy – 9999 Gy (1mR – 9999R)
Dependência energética	< 5% (80 kV a 150 kV)

3.3. Simulador de acrílico Capintec modelo CT Body Phantom

O simulador foi desenvolvido de acordo com os padrões internacionais para aplicações em radiodiagnóstico, incluindo tomografia. Este phantom pode ser utilizado para estimar a dose de cabeça e tronco. Os simuladores são feitos de acrílico sólido com 15cm de espessura e diâmetros de 32cm para o tronco e 16cm para cabeça. Cada parte contém cinco cavidades esféricas com 1cm de profundidade e 1,31cm de diâmetro: uma no centro e quatro nas extremidades, separadas por ângulos de 90 graus. Utilizou-se o simulador de tronco com peso aproximado de 3,6Kg.



Figura 33: Simulador Capintec modelo CT para tronco (32 cm de diâmetro)

3.4. Metodologia

A metodologia aplicada neste trabalho inclui cálculos provenientes de ensaios experimentais, análise crítica de dados estatísticos prospectivos de pacientes e análise de dados.

As medidas foram realizadas para estimar a dose efetiva na região mamária superficial utilizando metodologia de medidas dosimétricas baseadas em DLP e CTDI.

Os exames analisados foram restritos a região do tórax de pacientes do sexo feminino. Para definição da amostra, foi restringido o biótipo da paciente, baseado na estatura média das mulheres brasileiras de 1,71m (IBGE). Para estas pacientes, o tamanho de varredura era de 30 cm e a altura do ponto médio das mamas de 16 cm.



Figura 34: Representação da avaliação feita pelo autor no que tange tamanho de varredura e altura média da mama em uma mulher com altura típica de 1,71 m

Todos os protocolos analisados foram pré-definidos no Capítulo 2 e são aplicados nas rotinas de trabalho. Todos esses protocolos foram aplicados no mesmo equipamento, desse modo, o fator tecnológico não influenciou nos resultados assim como interferências operacionais que também foram minimizadas devido à padronização de um único modo de operação.

3.4.1 Levantamento do número de exames

Para melhor conhecimento do cenário existente, foi observado o quantitativo de exames realizados no maior centro de imagens estadual do Rio de Janeiro, que registra valores médios de 22 mil exames por mês entre ressonância magnética, mamografia, tomografia, Raios X, ultrassonografia e ecocardiografias. A partir do banco de dados, observou-se uma média de nove mil exames de tomografia torácica por ano, sendo esse, o terceiro procedimento de tomografia mais frequente, seguido apenas do crânio e abdômen. De 9 mil exames registrados de tomografia de tórax sendo a maioria dos exames realizados com fase única, com ou sem contraste. Aproximadamente 60% eram do sexo feminino, com média de idade de 30 anos.

3.5 Dosimetria

O objetivo desse trabalho é avaliação de alguns fatores de risco em diferentes protocolos de tomografia de tórax, como: dose, idade, justificativa, otimização e frequência de repetição dos exames. Desse modo, a utilização de medidas com a câmara de ionização tipo lápis e avaliação de informações obtidas em banco de dados de um grande centro de imagem contribuiu para obtenção das respostas obtidas.

Quando se estuda o corte único em $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$, o detector é posicionado internamente às cavidades do simulador. Nas conversões para DLP, integra-se o valor de um corte por toda a varredura do exame, considerando valores como espessura de corte e valor de pitch.

Para calcular os valores de dose efetiva utiliza-se a Tabela 12 de Coeficiente de Conversão (EUR 16262).

Tabela 12: Fatores de Conversão (EUR 16262)

Região do corpo	Dose Efetiva
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,017
Abdômen	0,015
Pélvis	0,019

Para realização das medidas, o simulador de acrílico para tronco com 32 cm de diâmetro foi posicionado na posição vertical em relação à mesa de exame. Com o auxílio de uma trena, a câmara lápis foi posicionada na superfície externa no ponto médio entre as aberturas esféricas anteriores e lateral direita conforme Figura 35.

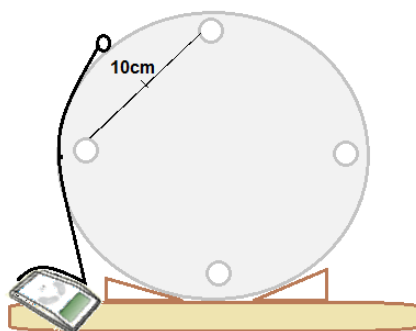


Figura 35: Representação esquemática da montagem do experimento

As medidas foram realizadas para os seguintes protocolos: tomografia de tórax em uma única fase, tomografia de tórax em duas fases, angio tomografia de tórax (2,5 mm e 2 mm x 6), angio tomografia de tórax (2,0 mm e 1 mm x 6) e tomografia de tórax para avaliação de nódulo pulmonar.

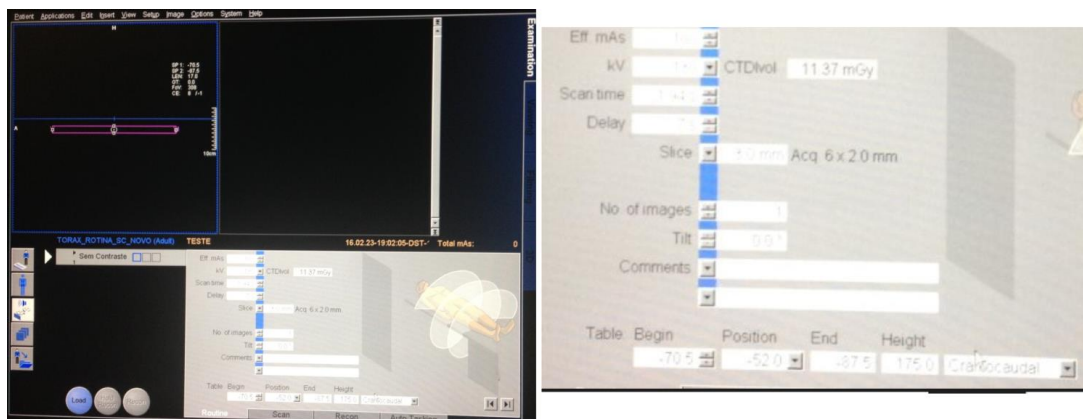


Figura 36: Tela de comando do equipamento de tomografia com as opções de parâmetros utilizados durante cada um dos ensaios

Para cada protocolo selecionado foi realizado um corte único de aquisição utilizando os valores pré-determinados de espessura de corte, *pitch*, tensão e corrente para cada protocolo. A posição do corte realizado, coincidindo exatamente no ponto médio da

região sensível da câmara lápiz (Figura 37). As leituras obtidas com a câmara de ionização foram corrigidas para a pressão, temperatura. Todos os protocolos foram sequencialmente simulados sem que houvesse a necessidade de movimentação de nenhum dos componentes do ensaio. Todas as exposições foram reproduzidas por três vezes.

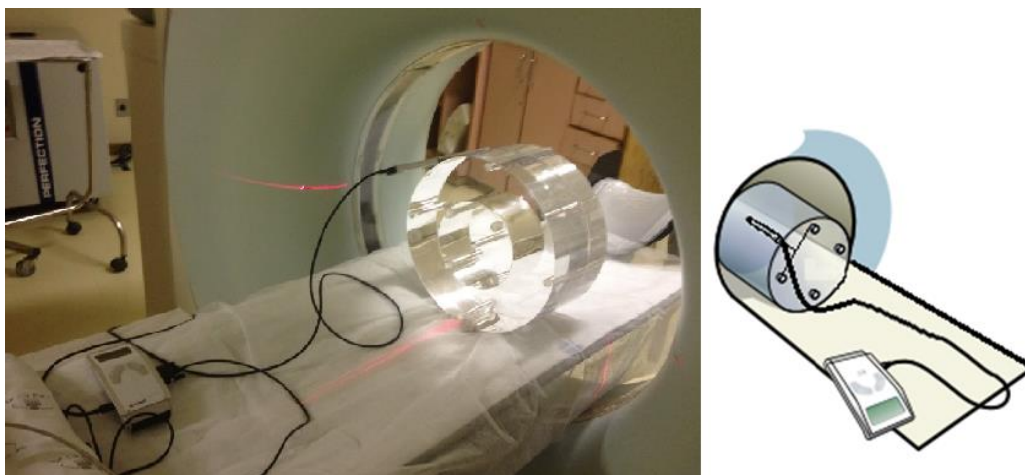


Figura 37: Posicionamento da câmara lápiz na superfície do simulador

3.6 Metodologia de cálculo

Com o objetivo de comparar os protocolos de tomografia, foi utilizada uma metodologia baseada em $CTDI_{100}$, para análise do fator de risco relativo à dose. A mudança proposta baseia-se na alteração do posicionamento do detector que foi deslocado da região central interna do simulador para a interface do acrílico-ar. Este deslocamento tem a intenção de estabelecer um ponto pré-determinado que coincida como uma referência para a comparação em todos os protocolos. Essas medidas não representam a dose em todo volume mamário.

O deslocamento do detector se justifica pela característica de exposição em equipamentos de tomografia computadorizada. Por se tratar de uma exposição dinâmica no qual o tubo varia sua posição ao longo de 360° em volta do paciente, os fótons de radiação que atingem o tecido mamário quando o tubo está na posição anterior em relação ao paciente, interagem diretamente com a região de interesse. Quando o tubo está posicionado em qualquer outra localização, os fótons são atenuados por outras regiões do corpo até que cheguem à região de interesse (Figura 38).

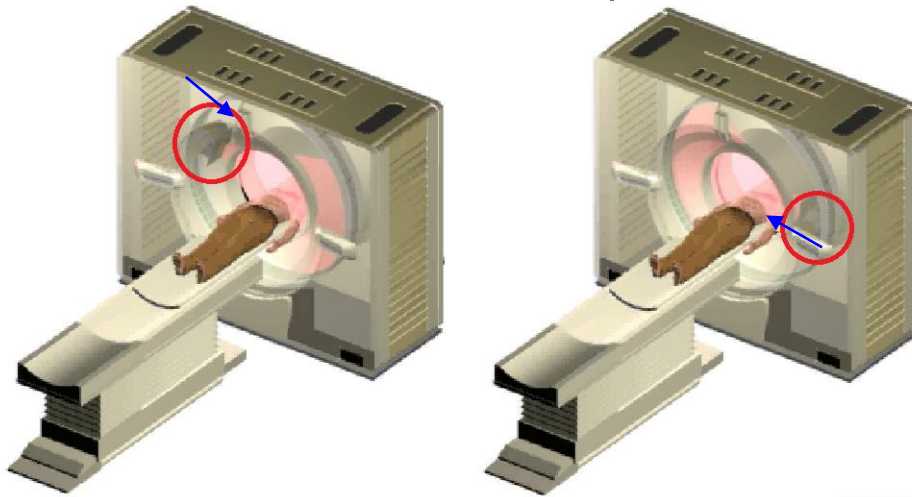


Figura 38: Representação da variação do tubo em relação à mama em exposições de aparelhos de tomografia computadorizada

A dose efetiva foram estimadas a partir das equações 17, 18 e 19.

$$*CTDI_{100} = \frac{\text{valor medido (Gy)}}{\text{Tamanho da varredura}} \cdot \text{Área sensível do detector} \quad (17)$$

A partir de $*CTDI_{100}$, calcula-se o valor referente a DLP, considera-se o *pitch* utilizado em cada protocolo, assim como, a dimensão total de varredura a partir da equação 18:

$$DLP = \frac{*CTDI_{100}}{Pitch} \cdot \text{Varredura total} \quad (18)$$

Utiliza-se valor de conversão de DLP em dose efetiva apresentado na Tabela 12 (EUR 16262), nesse caso, o fator de conversão escolhido será o de tórax $0,0017 \text{ mSV} \cdot \text{Gy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$

$$\text{Dose efetiva} = DLP \cdot 0,0017 \text{ mSV} \cdot \text{Gy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} \quad (19)$$

Esse valor de dose efetiva calculado, pode ser normatizado pelo valor utilizado de mAs. Essa ação visa facilitar a determinação de novos valores de dose efetiva para aplicação nos mesmos protocolos quando o valor de mAs for alterado do valor definido.

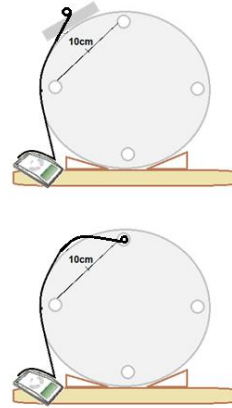
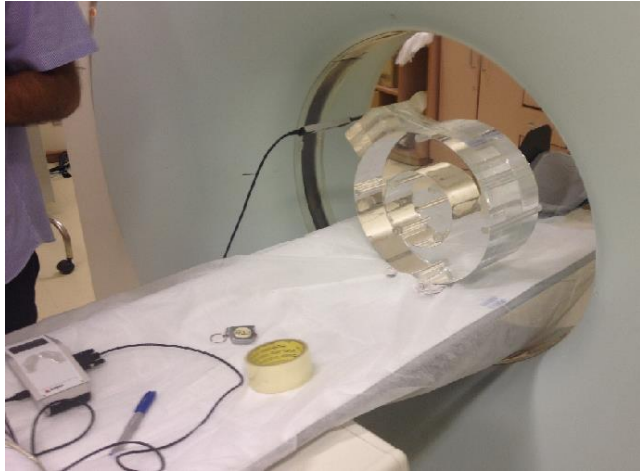


Figura 39: Variações do experimento quanto à posição do detector

Capítulo 4

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Dados obtidos por protocolos de tomografia de tórax com e sem contraste

Antes de cada medida foram registrados os valores de temperatura e pressão para efetiva correção das leituras do detector. Foram utilizados os seguintes parâmetros tomográficos: 130 kVp, 100 mA, espessura de corte de 3 mm, incremento de mesa de 12 mm e pitch de 1,5.

Na Tabela 13 estão apresentadas as leituras obtidas para cada espessura adicional de acrílico (0 a 6cm) e os valores correspondentes de *CTDI₁₀₀, DLP e Dose efetiva.

Tabela 13: Valores de *CTDI₁₀₀, DLP e dose efetiva em exames de T.C. tórax

Camada de acrílico (cm)	Leituras (mGy)	*CTDI ₁₀₀ (mGy)	DLP (mGy . Cm)	Dose efetiva (mSv)
0	5,083	42,36	847,23	14,403
1	4,273	35,61	712,22	12,108
2	4,317	35,98	719,52	12,232
3	4,573	38,11	762,21	12,958
4	4,408	36,73	734,64	12,489
5	3,691	30,76	615,14	10,457
6	3,670	30,59	611,73	10,399

Pode-se observar que ao aumentar as camadas de acrílico e conseqüentemente a altura do detector em relação ao simulador os valores de dose diminuiram. Na Figura 40 pode-se observar que ao simular mamas mais volumosas, permitiu-se maior aproximação do detector em relação ao tubo, enquanto nas demais direções, houve um distanciamento proporcional, tornando o distanciamento mais representativo do que a aproximação gerada da estrutura em relação ao tubo.

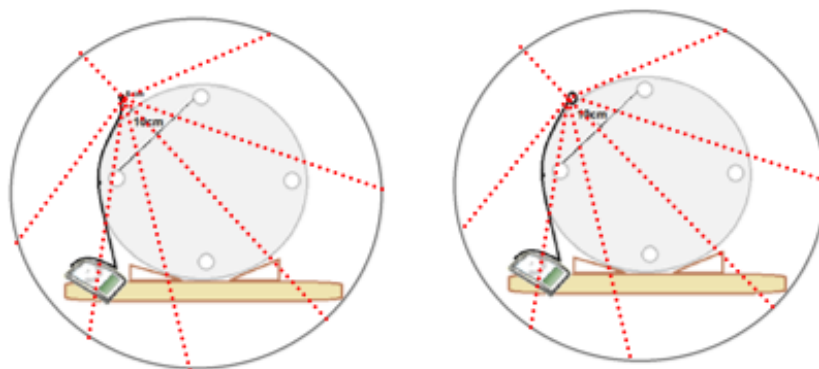


Figura 40: Imagem ilustrativa demonstrando a relação de aproximação e afastamento da mama em relação ao tubo

4.2. Dados obtidos para protocolos de angio tomografia de tórax

A diferença de posição de interesse é na ordem de poucos centímetros, e essas posições podem ser alteradas de acordo com a necessidade da equipe médica. Os procedimentos de angio foram normatizados em apenas um ensaio. Independente de se tratar de:

- Angio de aorta torácica: Ascendente, descendente e arco da artéria torácica
- Angio para avaliação de tromboembolia pulmonar: Tronco da artéria pulmonar e artérias pulmonares D e E.

Para a fase pré-monitoramento/monitoramento foram utilizados os seguintes parâmetros: 130 kVp, 20 mA, corte de 2,5 mm e pitch de 1.

Para simular uma angio tomografia computadorizada de tórax foram selecionados os seguintes parâmetros: 130kVp, 100mA, espessura de corte de 2,5 mm e pitch de 1. Nas Tabelas 14 e 15 são apresentadas as leituras obtidas e os valores respectivos de CTDI₁₀₀*, DLP e Dose efetiva para todas as fases do exame de angio tomografia de tórax.

Tabela 14: Valores calculados de *CTDI₁₀₀, DLP e dose efetiva em procedimentos de pré monitoramento e monitoramento para exames de angio T.C.

Camada de acrílico (cm)	Leitura (mGy)	CTDI (mGy)	DLP (mGy . Cm)	Dose efetiva mSv
-------------------------	---------------	------------	----------------	------------------

0	0,129	1,07	21,47	0,36
---	-------	------	-------	------

Tabela 15: Valores calculados de CTDI₁₀₀*, DLP e dose efetiva em exames de angio tomografia de tórax

Protocolo	Espessura (mm)	Incremento da mesa (mm)	Camada de acrílico (cm)	Leitura (mGy)	CTDI (mGy)	DLP (mGy . Cm)	Dose efetiva mSv
1	2	6	0	3,469	57,82	597,47	10,16
2	2,5	12	0	3,848	32,07	331,36	5,63

Na Tabela 14, observa-se que para a fase de pré monitoramento e monitoramento, onde se realiza um único corte a dose recebida por essa paciente é bastante inferior ao estudo de angio de tórax . Comparando os dois protocolos para este procedimento verifica-se que a dose efetiva resultante do Protocolo 1 é aproximadamente o dobro da obtida com o Protocolo 2 (Tabela 15).

4.3. Dados obtidos para protocolos de tomografia de tórax para avaliação de nódulos pulmonares

Na avaliação desse protocolo, foi considerando que a região mamária posiciona-se anteriormente aos pulmões cobrindo-os quase em sua totalidade. O caso simulado considerou a pior situação em relação à localização do nódulo pulmonar, ou seja, no mesmo plano axial da linha média das mamas. Considerou-se um nódulo único de 1 cm, que corresponde ao tamanho mínimo para realização desse procedimento considerando uma varredura que englobe o nódulo com uma margem de 0,5 cm totalizando uma varredura de 1,5cm. Foram utilizados os seguintes parâmetros: 130 kVp, 100mA, espessura de corte 1 mm e pitch igual a 1. Na Tabela 16, são apresentadas as leituras obtidas e os valores respectivos de *CTDI₁₀₀, DLP e Dose efetiva para os respectivos protocolos.

Tabela 16: Valores calculados de CTDI₁₀₀*, DLP e dose efetiva em exames de T.C. tórax para avaliação de nódulo pulmonar.

Espessura (mm)	Incremento da mesa (mm)	Camada de acrílico (cm)	Leitura (mGy)	CTDI (mGy)	DLP (mGy. Cm)	Dose efetiva mSv
----------------	-------------------------	-------------------------	---------------	------------	---------------	------------------

1	3	0	3,855	128,50	192,75	3,28
---	---	---	-------	--------	--------	------

O valor apresentado na Tabela 15 poderá sofrer alterações quando a área do nódulo for maior que 1cm ou quando houver mais de um nódulo a ser investigado.

4.4. Avaliação da variância e desvio padrão dos valores obtidos

Os estudos estatísticos das leituras realizadas para avaliação dos protocolos estudados estão apresentados na Tabela 17.

Tabela 17: Cálculo de variância e desvio padrão das leituras

	Protocolos avaliados								
	Tomografias de tórax							Angio tomografia de tórax	Tomografia para nódulo pulmonar
Altura do detector (cm)	0	1	2	3	4	5	6	0	0
Valores medidos	5,931	4,547	3,765	5,089	4,954	3,228	4,233	3,743	3,880
	4,190	3,932	3,845	3,562	4,872	3,240	3,883	3,953	3,829
	4,314	4,341	5,341	5,069	3,397	4,604	2,895		
	5,898								
Média aritmética (X)	5,083	4,273	4,317	4,573	4,408	3,691	3,670	3,848	3,855
Variância	0,693	0,065	0,525	0,512	0,512	0,417	0,321	0,011	0,001
Desvio padrão (dp)	0,832	0,255	0,725	0,715	0,715	0,646	0,566	0,105	0,026

Como visto na tabela 17, os valores de variância e desvio padrão são suficientemente baixos para se usar a média de forma segura sem comprometer os resultados calculados.

4.5. Estudo da influência da posição da câmara no simulador nas medidas de CTDI*

Como apresentado na Figura 42, foi realizada uma medida adicional para verificação do comportamento dos dados coletados quando o detector foi deslocado da posição de referência para o interior do orifício mais anterior central. A média dos valores

registrados nessa variação foi 4,361 mGy. Comparando com os valores verifica-se uma diferença de 14%

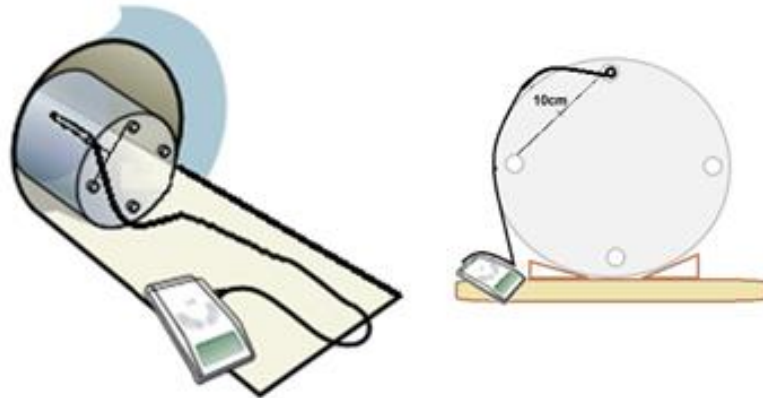


Figura 41: Variação dos ensaios quanto à posição do detector.

4.6. Cálculo de dose efetiva por protocolo

Na tabela 18, são apresentados a dose efetiva total considerando o somatório de cada etapa que compõe os procedimentos de tórax selecionados neste trabalho.

Tabela 18: Demonstração do cálculo de dose efetiva em todas as fases do protocolo

Protocolo do tórax avaliados	Fases do protocolo	Dose efetiva total do protocolo em mSv
Tomografia de tórax em uma única fase	Única varredura.	14

Tomografia de tórax em duas fases	Varredura dupla da mesma região com o uso dos mesmos parâmetros.	$14+14=$ 28
Angio tomografia de tórax (2,5 mm e 2 mm x 6)	Uma varredura do tórax, 2 repetições de pré-monitoramento e 2 fases de monitoramento, varredura de angio e varredura de tórax tardia.	$14 + (2 \times 0,365) + (2 \times 0,365) + 5,63 + 14 =$ 35,90
Angio tomografia de tórax (2,0 mm e 1 mm x 6)	Uma varredura do tórax, 2 repetições de pré-monitoramento e 2 fases de monitoramento, varredura de angio e varredura de tórax tardia.	$14 + (2 \times 0,365) + (2 \times 0,365) + 10,16 + 14 =$ 40,42
Tomografia de tórax para avaliação de nódulo pulmonar	Uma varredura de tórax e 4 varredura da região do nódulo pulmonar	$14 + (4 \times 3,28) =$ 27,51

As doses efetivas obtidas neste trabalho (Tabela 17) foram aproximadamente 14% superiores ao nível de referência de 12 mSv da recomendação europeia (EUR 16262)

Esse aumento pode ser justificado por diferentes valores utilizado na: espessura de corte, *pitch* e tamanho de varredura. Para o último parâmetro, o valor utilizado pela *European Guidelines* foi 21,6 cm, enquanto neste trabalho considerou-se 30,0 cm.

Outro ponto a ser considerado, foi a metodologia utilizada. Em medidas convencionais de dose efetiva por CTDI e DLP o detector está internamente nas cavidades do simulador e não na superfície como adotado no trabalho.

4.7. Avaliação quantitativa da dose recebida por Protocolos

Avaliando a dose efetiva para um paciente submetido à tomografia computadorizada do tórax, o protocolo Simples de Tórax em uma única fase obteve a menor dose, seguido crescentemente dos protocolos de Tomografia Computadorizada de Tórax em duas fases, nódulos pulmonares com apenas um nódulo simulado e Angio tomografia do Tórax, TEP.

Quando os protocolos avaliados eram de Angio tomografia do Tórax, TEP e nódulos pulmonares, esse aumento de dose é devido principalmente a:

- Pequenas espessuras de cortes;
- Repetições de cortes para avaliação de HU nos ROIs;
- Necessidade de realizar em múltiplas fases.

Quando o fator dose recebida é avaliado isoladamente, os procedimentos de Angio e nódulo pulmonar representariam um maior risco, comparado aos procedimentos anteriores.

4.8. Avaliação quantitativa de média da idade dos pacientes que se submetem a cada tipo de protocolo

Na determinação de risco de câncer radioinduzido na mama correlacionando com a idade média dos pacientes, levou-se em consideração o fato do câncer ser um efeito nocivo ao tecido biológico, que ocorre abaixo do limiar de dose (efeito estocástico) com um longo tempo de latência para manifestação da doença propriamente dita (efeito tardio).

Baseado no estudo epidemiológicos de *Hiroshima* e *Nagasaki* que considera o tempo de latência após a exposição, concluiu-se que ao contrário da leucemia, que possui um tempo de latência mais curto, com um ápice de número de casos 10 anos após a exposição, os cânceres tipo sólidos, podem levar até 40 anos para que a doença se manifeste, dependendo de variáveis como:

- Dose de radiação recebida,
- Idade do indivíduo exposto à radiação e conseqüentemente taxa de multiplicação celular;
- Número de mutações genéticas produzidas e não corrigidas.

Segundo o IBGE, em 2013 a expectativa de vida da mulher brasileira era de 78,6 anos. Conforme apresentado no capítulo 3, as informações do banco de dados do centro de imagem, informam que as pacientes que se submeteram a tomografias comuns possuíam média de idade de 30 anos, enquanto pacientes submetidas à angio possuíam idade média de 60 anos.

Essa diferença de média de idade é considerada quando se avaliam os riscos de radioindução de câncer de mama em pacientes do sexo feminino submetidas a diferentes tipos de protocolos de tomografia de tórax.

4.9. Avaliação qualitativa das solicitações médicas

Os princípios de proteção radiológica da justificativa e otimização também devem ser considerados, vale lembrar, que o princípio de limitação de dose não se aplica aos pacientes devendo para este aplicar a comparação com a dose referência que se encontra no anexo “b” da portaria 453. Contudo, esta publicação, além de estar incompleta apresenta valores apenas em MSAD (multiple scan average dose). Deve-se ainda ressaltar que os valores na Portaria 453 são baseados no BSS 115 o qual já foi revisado (GSR – Part3). Segundo GSR Parte 3, os níveis de referência devem ser obtidos para o País ou região, além de valores locais.

No Brasil, não há um controle das doses recebidas pelos pacientes quando submetidos aos diversos procedimentos que utilizam radiação para fins de diagnóstico, dificultando a avaliação das doses em tomografia.

Com base no princípio de otimização, as empresas fabricantes de equipamentos tomográficos, cada vez mais se preocupam com aprimoramentos tecnológicos para produzirem imagens com menos exposição aos pacientes, novos equipamentos são capazes de produção de exames utilizando protocolos de baixas e baixíssimas doses.

Grande parte dos médicos radiologistas entendendo a importância de diminuição da dose ao paciente orientam durante a confecção dos protocolos a diminuição de parâmetros tomográficos o que gera alguma redução da qualidade das imagens, contudo não inviabiliza o diagnóstico correto e eficaz da região estudada. Diferente de práticas anteriormente aplicada, onde, a qualidade das imagens era sobreposta a otimização de dose aos pacientes.

O princípio da justificativa foi outro parâmetro importante para definição do risco do câncer radioinduzido, analisando as indicações clínicas que constavam nas solicitações médicas e o intervalo entre realização de procedimentos tomográficos, verificou-se que muitos exames de tórax eram repetidos com altas frequências e muitas vezes com indicações pouco apropriadas, segundo avaliação de (BRENNER. 2007) 1/3 de todos os exames de tomografias são desnecessárias.

Em avaliação de médicos radiologistas, uma dessas indicações era avaliação de suspeita de tuberculose que de acordo com o Manual de Recomendações para o Controle da Tuberculose no Brasil, diz que o diagnóstico bacteriológico é o método de importância fundamental em adultos, no que tange o diagnóstico e controle de tratamento, devendo ser utilizado em ordem prioritária.

Ainda sobre o manual, o exame microscópico direto é um método simples e seguro, devendo ser utilizados em todos os laboratórios públicos e privados. A baciloscopia do escarro permite detectar de 60% a 80% dos casos de tuberculose, podendo essa assertividade aumentar em até 30% aplicando-se a cultura do escarro.

O manual diz que em casos de diagnóstico radiológico, a radiografia de tórax deva ser o método escolhido, mesmo que em 15% dos casos de tuberculose pulmonar não apresentem alterações radiológicas significativa nas imagens.

O método de tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética possui recomendação de realização somente em casos de tuberculose meningoencefálica, pois através destes, é possível a obtenção de diagnósticos precoce o que diminuiria a morbi/mortalidade.

Tabela 19: Comparação de dose entre procedimentos radiológicos do tórax (ICRP 87 e European Guidelines)

Procedimento de imagem	Dose em mSv
Radiografia de tórax	0,02
Tomografia de tórax	12

Exames de Angio tomografia do Tórax, TEP e avaliação de nódulos pulmonares são altamente justificados e necessários para melhor avaliação dos casos clínicos dos pacientes, a realização desses procedimentos é de extrema importância em definições cirúrgicas e condutas de tratamentos que serão aplicados. Vale considerar que procedimentos de angio tomografia são evoluções de estudos de angiografias que além de expor o paciente e toda equipe às altas doses, trata-se de um procedimento invasivo e por isso mais perigoso.

Recentemente os Estados Unidos da América, realizaram a reforma do seu programa de saúde. (<http://www.healthcarereform.ny.gov>) Uma das ações dessa reforma foi a implementação de um maior controle de dose aos pacientes expostos a radiação.

Diferentemente do Brasil, onde esse controle não existe. Os pacientes não possuem cartas de dose e por esse motivo, valores de doses estocásticas dificilmente são determinadas, dificultando uma melhor análise epidemiológica de pacientes submetidos a procedimentos radiológicos

Capítulo 5

5. Conclusão

Quando avaliado somente a dose recebida pelos diferentes protocolos de tórax, o resultado foi o esperado que em tomografias simples de tórax em uma única fase recebia a menor dose possível, seguido por tomografia de tórax com duas fases sem e com contraste, tomografia de tórax para avaliação volumétrica de nódulos pulmonares e angio tomografias.

Considerando a relevâncias da realização dos exames para o paciente, os procedimentos com maiores doses como angio tomografias e tomografia para avaliação de volumetria de nódulo pulmonar são geralmente exames com justificativa clínica coerente e as repetições praticamente não existem. Já na avaliação de tomografias simples de tórax, além da incidência de justificativas pouco coerentes, pelo ponto de vista da própria equipe médica, existe a ocorrência de uma taxa de repetição dos exames mais alta.

Por último, na avaliação do risco de radioindução de câncer no tecido mamário, assim como, na relevância do alto tempo de latência para aparição da doença propriamente dita, o fator idade foi relevante nessa conclusão. Com isso, nos procedimentos de tomografias simples de tórax em uma ou duas fases apresenta uma acentuação do risco, devido a baixa média de idade dos pacientes comparado com os procedimentos com maior dose que a média de idade foi de 60 anos.

Como se tratam de procedimentos por imagem produzidos através de emissão de radiação ionizante, todos os cuidados relativos à radioproteção devem ser tomados, independente do protocolo utilizado.

Todos os procedimentos radiológicos devem ser submetidos aos princípios de proteção radiológicos previstos pela portaria 453.

Quanto à otimização: apesar de não ser o objetivo desse trabalho, é bom ratificar que sempre que possível, os parâmetros tomográficos devem ser diminuídos com o objetivo de reduzir a dose sem comprometer a qualidade do procedimento, assim como, sempre que for determinado o tamanho de uma área de varredura, o operador do

equipamento deve sempre restringir a área apenas a região necessária para o diagnóstico médico sem expor órgãos e tecidos não necessários.

Quanto à justificativa: cada vez mais, deve-se promover uma conscientização das equipes médicas durante e após período de formação acadêmica, visando criar uma cultura radioprotetiva nos profissionais. Essa ação contribuiria para uma melhor análise no que tange as indicações clínicas dos exames solicitados, evitando exposições desnecessárias, assim como repetições demasiadas de procedimentos radiológicos.

Os profissionais operadores de equipamento também devem manter o máximo nível de atenção, evitando erros e conseqüentemente repetições das exposições, essa prática equivocada pode causar exposições acima do necessário o que aumentaria o risco de aparição de efeitos estocásticos ao longo do tempo.

Quanto à nível referência: Assim como existe doses referências para as regiões do abdome, coluna e crânio são necessários que se criem novas referências para as demais regiões do corpo. Com base nesse valor, melhor seria a determinação de superexposições empregadas em procedimentos tomográficos, assim como, facilitaria a ideia de subtração percentual nos valores de dose.

5.1. Sugestões para Trabalhos Futuros

Conforme relatado no desenvolvimento do trabalho, os aparelhos de tomografia passaram por diversas evoluções tecnológicas desde a sua invenção. No Brasil, é permitido pela portaria 453 do Ministério da Saúde o uso de equipamentos sequenciais a partir da terceira geração, contudo, quando se avalia clínicas e hospitais de grande porte os equipamentos tomográficos são compostos com o que há de melhor na tecnologia mundial, como por exemplo, o sistema de modulação de dose.

Os aparelhos de tomografia mais modernos, que visam o desenvolvimento de protocolos de exames com baixas e baixíssimas doses agregando a qualidade das imagens produzidas, a velocidade nas aquisições dos exames e a grande diminuição das doses empregadas. Sendo assim, qual seria a influência tecnológica para a diminuição do risco de radioindução de câncer nas mamas das pacientes, quando confrontamos diferentes equipamentos com diferentes tecnologias?

Na avaliação da mama, não foi considerado variações anatômicas estruturais, assim como o seu aspecto mutacional tecidual. Sendo assim, a determinação do risco pode

se avaliada separadamente entre mamas: densas, mistas e adiposas, assim como tamanhos: pequena média e grande.

O aspecto medição de dose, é outro ponto que pode ser reavaliado. Algumas opções podem ser consideradas, como medidas *in vivo* utilizando dosimetria TLD, OSL ou filmes radiocrômicos, validações de dose através de programa Monte Carlo e utilização ou até mesmo criação de um simulador da região do tórax com composição estrutural feito de material com densidade equivalentes aos órgãos e estruturas típicas da região.

Com a proposta de criação de um simulador mamário, utilizando tecnologia de impressão 3D provenientes de reconstruções tridimensional produzidas através de exames de ressonância mamária, permitiria a elaboração de um simulador nacional, mais barato que poderia ser validado em trabalhos posteriores comparando-o com os simuladores importados comercialmente produzidos e utilizados nas atuais pesquisas.

Por último, a sugestão da metodologia aplicada neste trabalhado acrescentando também as propostas contidas neste capítulo, podem ser estendidas para outros estudos tomográficos como, por exemplo, no exame abdominal em fases, que inicia sua varredura acima das cúpulas diafragmáticas, além de ser composto por quatro fases distintas quando utilizado contraste iodado e exames tomográficos de coluna dorsal, que contempla uma região praticamente idêntica ao exame de tórax.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. *Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS)*. 4th ed. Reston, VA: American College of Radiology, 2003.
- ANDRADE, E.R., BAUERMANN, L. F., Introdução à radiobiologia: conexões bioquímicas e biomoleculares. Editora UFSM. Rio Grande do Sul – Brasil, 2010.
- ATTIX, FRANK H., *Introduction or radiological physics and radiation dosimetry*. Editora wiley – VCH. 2004
- BIASOLE, A., Técnicas radiográficas – princípios radiográficos, anatomia básica e posicionamento. Editor Rúbio. Rio de Janeiro – Brasil, 2006.
- BONTRAGER, K.L., LAMPIANO, J.P., Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. Editora Elsevier. 8ª. Edição. Rio de Janeiro – Brasil, 2015.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 2 jun. 1998.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Vigilância em Saúde Departamento de Vigilância Epidemiológica – Manual de Recomendações para o Controle da Tuberculose no Brasil. Diário Oficial da União, Brasília, 2011.
- BUSHONG, S.C., Ciência Radiológica para Tecnólogos Física, Biologia e Proteção. Editora Elsevier. 9ª. Edição. Rio de Janeiro – Brasil, 2010.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLFT JUNIOR, E. M.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. 2. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- BUZUG, T. M. *Computed Tomography*. Springer, 2008
- CAMPOS, L.T. - Estudo dos Efeitos da Heterogeneidade de Pulmão na Avaliação da Dose Absorvida em Radioterapia. Tese de Dissertação de Mestrado no IRD. BRASIL, FEV 2006.
- CARVALHO, A.C.P., História da Tomografia Computadorizada. Disponível em: www.sociedadeclementeferreira.com.br. Acesso em 25 set 2011.
- CIERNIAK, R. *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. Springer, 2011.

CNEN-NN-3.01: **Diretrizes Básicas de Radioproteção** – aprovada pela Resolução CNEN 27/2005, D.O.U de 01 de janeiro de 2005, com retificação em 26 de janeiro de 2005.

CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY JUNIOR, R. C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 1994.

BRENNER, D. J.; HALL, E. J.; PHIL, D.; *Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure*. Fonte: N Engl J Med. November 29, 2007

DE GRAAF, K. M. V., Anatomia Humana. Editora Manole. 6ª. edição. São Paulo - Brasil, 2009.

DUMMLING, K. 10 Jahre computertomographie – ein Ruckblinck eletromedica v. 52, p.13 – 28, 1984.

ELLIS H. Radiologia na Formação do Médico Geral. São Paulo: Revinter, 1997.

EXAMES DE IMAGEM: A BUSCA DAS DOSES MÍNIMAS DE RADIAÇÃO,
Disponível em: www.einstein.br/einstein-saude Acesso em: 05 de dezembro de 20015

EUROPEAN COMMISSION. European guidilines on qualiy criteria for computed tomography (EUR 16262). Luxembourg, Luxembourg: European commission , 2000.

FATORES DE RISCO PARA O CÂNCER DE MAMA Disponível em: www.bvsm.saude.gov.br Acesso em 10 setembro de 2015.

FLECKENSTEIN, P. Anatomia em diagnóstico por imagens. Ed. Manole, 2004.

GLOBOCAN, Estimated câncer incidence, mortality and prevalence worldwide in 2012.
Disponível em: globocan.iarc.fr. Acesso em 04/01/2016

INCIDÊNCIA DE CÂNCER DE MAMA NO BRASIL. Disponível em: www.inca.gov.br/estimativa/2014 Acesso: em 23 agosto de 2015.

INCIDÊNCIA DE CÂNCER DE MAMA NO BRASIL. Disponível em: www.inca.gov.br/estimativa/2016 Acesso: em 13 Dezembro de 2015.

ICRP Publication 26: 1977 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No. 26. Oxford, England: Pergamon, 1977.

ICRP PUBLICATION 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No. 60. Oxford, England: Pergamon, 1991.

ICRP PUBLICATION 87: 1987 *Date for use in protection against external radiation* ICRP Publication No. 87. Oxford, England: Pergamon, 1987.

- ICRP PUBLICATION 103: 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No. 103. Oxford, England: Pergamon, 2007.
- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAN, J. R. The physics of radiology. 4. ed. Springfield, IL: Charles.
- KOTARO, O., Department of Epidemiology Radiation Effects Research Foundation Hiroshima, JAPAN.
- KNOLL, GLENN F. – Radiation detection and measurement – 3rd ed. – Jonh Wiley & Sons, Inc.USA, 2010.
- MOURÃO, A. P., Tomografia computadorizada Tecnologias e Aplicações. Editora Difusão. São Paulo - Brasil, 2007.
- OKUNO, E., et al., Física para Ciências Biológicas e Biomédicas. Editora Harbra. São Paulo - Brasil, 1982.
- OKUNO, E., OSHIMURA, E. Física das Radiações Editora oficina de textos. São Paulo - Brasil, 2010.
- PERES, L..., Radiação Ionizante, Princípios Físicos Aplicações e Riscos. Editora Leon Denis, 2008.
- PIRES, A.C., História da Tomografia Computadorizada. Disponível em: www.sociedadeclementeferreira.org.br Acesso em 23 set 2011.
- KIMBERLY, G., *Wilhelm Roentgen and the Discovery of X-Rays*. Editora Binding. 2002
- KOSTARAKIS, P. STAVROULAKIS, P., *workshop Internacional sobre efeitos biológicos dos campos electromagnéticos*. Editora, *Proceedings of the Millennium*, pp 169-175. Grécia, 2000.
- SCAFF, L.A.M., Bases Físicas para Técnicos. Editora Projeto Saber. São Paulo, Brasil - 2008.
- PREVENÇÃO DO CÂNCER. Disponível em: www.prevencaoocancer.com.br Acesso em 10 set 2015.
- TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA SOMATOM - EMOTION. Disponível em: www.healthcare.siemens.com Acesso em 10 set 2015

- TAUHATA, L., Salati, I.P.A., et al., Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria. Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) - Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEM). Rio de Janeiro, Brasil - FEV 2008.
- TUDO SOBRE O CÂNCER – Hospital A. C. Camargo. Disponível em: www.hcang.org.br
Acesso em: 23 out 2015.
- TUBIANA, M. BERTIN, M. Radiobiologia e Radioproteção. Editora edições 70. São Paulo - Brasil, 1990.
- WEBB, S. (Ed.). The physics of medical imaging. Bristol: Institute of Physics, 2003.
Sutton, D. Radiologia e imaginologia para estudantes de medicina. São Paulo. Ed. Manole, 2003.
- WEIR, J., ABRAHAMS, P.H., ET al., Atlas de anatomia Humana em Imagem. Editora Elsevier. Rio de Janeiro – Brasil, 2011.
- ZUCCA, G. VIEIRA, R.A.C., Oncoplastia mamária aplicada. Editor le mar. Brasil, 2013.