

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

ISABELA OLIVEIRA SOUZA

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA
CONTROLE DE DOSE EM ÓRGÃOS RADIOSSENSÍVEIS
UTILIZANDO UM *PHANTOM* ANTROPOMÓRFICO**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2019

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

ISABELA OLIVEIRA SOUZA

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA
CONTROLE DE DOSE EM ÓRGÃOS RADIOSSENSÍVEIS
UTILIZANDO UM *PHANTOM* ANTROPOMORFICO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de Concentração: Física Médica.

ORIENTADORA: Prof^a Dr^a Rosangela Requi Jakubiak

CURITIBA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S729d Souza, Isabela Oliveira

Dosimetria em tomografia computadorizada para controle de dose em órgãos radiosensíveis utilizando um *phantom* antropomórfico [recurso eletrônico] / Isabela Oliveira Souza.-- 2019.
1 arquivo texto (100 f.) : PDF ; 2,73 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. Área de Concentração: Física Médica, Curitiba, 2019.
Bibliografia: f. 93-100.

1. Engenharia biomédica - Dissertações. 2. Tomografia.
3. Diagnóstico por imagem. 4. Radiação - Dosimetria. 5. Dosimetria termoluminescente. 6. Imagens e fantasmas (Radiologia). 7. Radiação ionizante - Medidas de segurança. 8. Dosímetros - Calibração. 9. Métodos de simulação. 10. Física médica. I. Jakubiak, Rosângela Requi, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD: Ed. 23 -- 610.28

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº119

A Dissertação de Mestrado intitulada “Dosimetria em tomografia computadorizada para controle de dose em órgãos radiosensíveis utilizando um *phantom* antropomórfico”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) Isabela Oliveira Souza, no dia 26 de fevereiro de 2019, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Física Médica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

BANCA EXAMINADORA:

Rosangela Requi Jakubiak, Dra – UTFPR

Danielle Filipov, Dra – UTFPR

Dante Luiz Escuissato, Dr – UFPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

CURITIBA, 26 DE FEVEREIRO DE 2019.

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora Prof^a Dr^a Rosangela Requi Jakubiak pelos ensinamentos, oportunidade e paciência durante essa longa trajetória.

A equipe do DAPI por abrir as portas e disponibilizar os equipamentos para a realização desse trabalho. Além disso agradeço a paciência e disponibilidade dos funcionários Vilmarise, Leonardo, Cristiane, Fernando, Lúcio, Ricardo, Moacir, além de alguns outros que me ajudaram na realização dos testes.

Agradeço a minha família e ao meu noivo que sempre me apoiaram e me incentivaram nessa difícil jornada, trazendo sempre palavras de carinho e motivação.

A Prof^a Dr^a Danielle Filipov deixo meu obrigado pela disponibilização dos dosímetros, do laboratório e de seu tempo para esclarecer minhas dúvidas.

Meu agradecimento também vai ao Prof^o Dr^o Danyel Soboll por disponibilizar o simulador utilizado nesse trabalho e estar sempre disposto a ajudar.

RESUMO

SOUZA, Isabela Oliveira. Dosimetria em tomografia computadorizada para controle de dose em órgãos radiosensíveis utilizando um *phantom* antropomórfico. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de pós-graduação em engenharia biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

A tomografia computadorizada (TC) é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais utilizados atualmente. Mesmo com os avanços tecnológicos, deve-se continuar realizando dosimetria, buscando manter a dose mais baixa possível e preservando o padrão de qualidade diagnóstica do exame. O objetivo deste trabalho é avaliar as doses em órgãos radiosensíveis (cristalino, tireoide, mama, gônadas masculina e feminina e pele) utilizando um simulador antropomórfico *Alderson Rando*, modelo masculino, com um acessório simulando a mama. Para realizar as medições, utilizou-se dosímetros termoluminescentes (TLD) do tipo LiF:Ti,Mg calibrados com energia de 120 kV. Os testes foram realizados em dois equipamentos: um tomógrafo *Siemens Somaton Definition AS+* de 128 cortes e um GE *Revolution CT* de 512 cortes. Os protocolos utilizados nas exposições foram crânio, tórax, abdômen e coronárias, os mesmos rotineiramente aplicados na clínica. Para cada protocolo, dois pares de dosímetros foram posicionados nas regiões radiosensíveis e um par na região do isocentro do protocolo para se determinar a dose de entrada na pele. Após as exposições, os dosímetros foram colocados em uma leitora do modelo RA'94 para obtenção da dose absorvida. Foram calculadas as doses equivalentes recebidas por cada órgão e anotados os valores de índice de dose volumétrico em tomografia computadorizada (CTDIvol) e produto dose pelo comprimento (DLP) fornecidos pelo equipamento em cada protocolo. Os resultados para a dose absorvida mostram que o cristalino é o órgão que recebe a dose mais elevada nos dois equipamentos, ambos no protocolo para crânio. A dose no tomógrafo GE é de aproximadamente 30,8 mSv e no tomógrafo Siemens de 26,5 mSv. Comparado resultados do CTDIvol e do DLP deste trabalho com outros estudos em equipamentos diversos, o Siemens e GE obtiveram resultados melhores para o protocolo de abdômen com todos os valores abaixo dos da literatura. No protocolo de tórax, o GE tem o melhor resultado em relação ao Siemens, que ultrapassa o melhor valor encontrado nos estudos em 22% para o CTDIvol e em 4,1% para o DLP. Já para o protocolo de crânio o equipamento que apresenta o melhor resultado foi o da Siemens com os valores de CTDIvol 250,1% menores que o da literatura e DLP 44,0% abaixo. Quando comparados aos estudos apresentados, os dois equipamentos obtiveram doses abaixo de limites de referência do *American College of Radiology* (ACR) para os protocolos de crânio e abdômen. Os resultados obtidos neste estudo mostram o bom desempenho dos protocolos aplicados, resultando em doses que contribuem para cumprir limites de risco esperados ou menores, para os órgãos radio sensíveis.

Palavras-chave: Dosimetria. TLD. *Alderson Rando*. Tomografia computadorizada.

ABSTRACT

SOUZA, Isabela Oliveira. Computed tomography dosimetry for dose control in radiosensitive organs using an anthropomorphic phantom. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de pós-graduação em engenharia biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Computed tomography (CT) is one of the current most used imaging methods. In spite of the technological advances, it is necessary to continue performing dosimetry measurements, trying to keep the dose as low as possible and preserving the standard of diagnostic quality of the exam. The objective of this study is to evaluate doses in radio-sensitive organs (crystalline, thyroid, breast, male and female gonads and skin) using an anthropomorphic simulator Alderson Rando, male model, with an accessory simulating the breast. To perform the measurements, thermoluminescent dosimeters (TLD) of the LiF: Ti, Mg type were used. They were calibrated with 120 kV energy. The tests were performed on two devices: a 128 slices Siemens Somatom Definition AS+ scanner and a 512 slices GE Revolution CT. The protocols used in the exposures were head, chest, abdomen and coronaries, the same routinely applied in the clinic. For each protocol, two pairs of dosimeters were positioned in the radio sensitive regions, and one pair in the isocenter region of the protocol to determine the entrance skin dose. After the exposures, the dosimeters were placed in a RA'94 model reader in order to obtain the absorbed dose. The equivalent doses received in each organ were calculated and the values of volume computed tomography dose index (CTDIvol) and dose length product (DLP) provided by the equipment in each protocol were recorded. Results for the absorbed dose show that the lens is the organ receiving the highest dose in the two devices, both in the head protocol. In the GE scanner, the dose is approximately 30.9 mSv and the Siemens CT is 26.5 mSv. Comparing CTDIvol and DLP results of this work with other studies in different equipment, Siemens and GE obtained better results for the abdomen protocol with all values below those in the literature. For the chest protocol, GE has the best result compared to Siemens, which exceeds the best value found in the studies in 22% for CTDIvol and 4.1% for DLP. For the head protocol, the equipment with the best result was Siemens with the values of CTDIvol 250.1% lower than that of the literature and DLP 44,0% below them. Compared with the studies presented, the two devices performed with doses below the American College of Radiology (ACR) reference limits for the head and abdomen protocols. The results obtained in this study show the good performance of the protocols applied, resulting in doses that contribute to meet expected or lower risk limits for the radio-sensitive organs.

KEYWORDS: Dosimetry. TLD. Alderson Rando. Computed tomography

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O tomógrafo EMI Mark I (a) e uma imagem axial do crânio (b).....	20
Figura 2 - Aquisição helicoidal.....	22
Figura 3 - Tomografia de dupla energia	23
Figura 4 - Exemplo de modulação longitudinal do tubo.....	29
Figura 5 - (a) modulação da corrente angular do tubo (b) modulação da corrente angular combinada com a longitudinal do tubo.	29
Figura 6 - Modulação de dose em cristalino e mama. 1 - Área de redução de corrente de tubo, 2- Cabeça primeiro, 3 - pés primeiro	31
Figura 7 - Mortalidade relacionada à radiação ionizante no estudo do tempo de vida com os sobreviventes das bombas atômicas acompanhados de 1950 a 1997	33
Figura 8 - Estimativas para o ano de 2018 das taxas brutas e ajustadas ^a de incidência por 100 mil habitantes e do número de novos casos de câncer, segundo sexo e localização primária*	34
Figura 9 - Curva de isodose para um projeção radiográfica e para uma projeção de tomografia	43
Figura 10 - Termoluminescência Explicada pelo Modelo de Bandas de energia. (a) O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b) Quando aquecido, o elétron retorna a banda de condução havendo emissão de luz.....	51
Figura 11 - Curva Característica do LiF:Mg,Ti Irradiado por raios gama de ⁶⁰ Co	53
Figura 12 - Curva típica de Resposta TL de um material em função da exposição à radiação.....	54
Figura 13 - Tipos e formas de TLDs.....	55
Figura 15 - Esquema simplificado de uma leitora de TLD.....	56
Figura 16 - Placa de aquecimento da leitora	57
Figura 17 - Tomógrafo Siemens Somatom Definition AS+	60
Figura 18 - Tomógrafo GE <i>Revolution</i> CT.....	61
Figura 19 - a) Simulador <i>Alderson Rando</i> posicionado na mesa de exames. b) orifícios na fatia do simulador e dosímetro posicionado na altura da tireóide. .	62
Figura 20 - TLDs dispostos em uma bandeja de cerâmica.	63

Figura 21 - Forno a vácuo EDG 3000 utilizado nos testes	64
Figura 22 - Leitora RA'04 e dosímetro sendo colocado para leitura.....	65
Figura 23 - Dosímetros agrupados em pares numerados	66
Figura 24 - Câmara de ionização	66
Figura 25 - TLD ao lado da câmara de ionização.....	67
Figura 26 - Dosímetros posicionados no cristalino.....	68
Figura 27 - Dosímetro posicionado na tireoide.....	69
Figura 28 - Dosímetros posicionados na região das mamas.....	69
Figura 29 - Dosímetros posicionados na região das gônadas feminina	70
Figura 30 - Dosímetros posicionados na região das gônadas masculina.....	70
Figura 31 - Curva de brilho obtida na leitura do TLD.....	72

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Curva de calibração lote MTS R1	74
Gráfico 2 - Curva de calibração lote MTS R2	75
Gráfico 3 - Curva de calibração lote MTS R3	75
Gráfico 4 - Curva de calibração lote MTS Transparente	76
Gráfico 7 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Crânio.....	82
Gráfico 8 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Tórax.	82
Gráfico 9 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Abdômen	83
Gráfico 10 - Distribuição de dose absoluta em protocolo de coronárias.....	84
Gráfico 11 - CTDIvol para protocolo de crânio	85
Gráfico 12 - DLP para protocolo de crânio	86
Gráfico 13 - CTDIvol para protocolo de tórax.....	87
Gráfico 14 - DLP para protocolo de tórax	87
Gráfico 15 - CTDIvol para protocolo de abdômen	88
Gráfico 16 - DLP para protocolo de abdômen	88
Gráfico 17 - Valores de CTDIvol para crânio e abdômen comparados com o ACR.....	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Redução de dose aplicada pela ODM.....	31
Tabela 2 - Limites de Dose Anual	41
Tabela 3- Fatores de peso da radiação.....	44
Tabela 4 - Fatores de ponderação de tecidos ou órgãos	45
Tabela 5 - Fator de conversão k para um indivíduo adulto.....	48
Tabela 6 - Especificações técnicas do tomógrafo da Siemens e GE	61
Tabela 7 - Propriedades dos dosímetros MTS	63
Tabela 8 - Protocolos utilizados no equipamento Siemens	71
Tabela 9 - Protocolos utilizados no equipamento GE.....	71
Tabela 10 - Doses recebidas em região de cristalino.....	76
Tabela 11 - Doses recebidas em região de tireoide	77
Tabela 12 - Doses recebidas em região de mamas	78
Tabela 13 - Doses recebidas em região de gônadas feminina.....	78
Tabela 14 - Doses recebidas em região de gônadas masculinas	79
Tabela 15 - Doses recebidas em entrada da pele.....	79
Tabela 16 - Doses medidas para Cristalino e Mama nos protocolos de crânio e tórax	80
Tabela 17 - Doses de entrada na pele	81
Tabela 18 - Medidas de CTDIvol e DLP com e sem o filtro ODM	81
Tabela 19 - Valores de CTDIvol (mGy) e de DLP (mGy cm) encontrados na literatura	85
Tabela 20 - Valores de referência e aceitação da ACR	89
Tabela 21 - Dose efetiva calculada pelo DLP.....	90

LISTA DE SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> - Tão baixo quanto razoavelmente possível
AP	Antero posterior
PA	Postero Anterior
CAE	Controle automático de exposição
CTDI _{vol}	Índice de dose volumétrica em tomografia computadorizada
CTDI _w	Índice de dose ponderada em tomografia computadorizada
CTDI _{100mm}	Índice de dose em 100mm em tomografia computadorizada
DLP	Produto da dose por comprimento
GE	<i>General Electric</i>
LET	<i>Linear energy transfer</i> - transferência linear de energia
MSCT	<i>Multi Slice Computed Tomography</i> - Tomografia computadorizada multi cortes
MDO	Modulação de dose em órgão
SFOV	
TC	Tomografia computadorizada
TLD	<i>Thermoluminescent dosimeter</i> - Dosímetro termoluminescente

LISTA DE SÍMBOLOS

Σ	somatório
\int	integral
μGy	microgray
$^{\circ}\text{C}$	grau celcius
Al_2O_3	Óxido de alumínio
Bq	Bequerel
CaSO_4	Sulfato de cálcio dopado
C	carbono
Ci	Curie
cm^2	centímetro quadrado
cm^3	centímetro cúbico
Cu	cobre
D	dose
$D_{\text{T,R}}$	dose absorvida sobre o tecido ou órgão devida a radiação
Dy	diprócio
de	energia média da radiação depositada pela fonte
dm	unidade de massa do material
g	grama
Gy	Gray
H_E	Dose equivalente efetiva
H_T	dose equivalente no órgão ou tecido T
H_{WB}	dose equivalente efetiva
J	Joule
k	fator de conversão específico
keV	kilo eletrovolt
kGy	kilogray
kg	quilograma
kV	kilovolt
LiF	fluoreto de lítio
mA	miliampere
mAs	miliampere por segundo

MeV	megaeletrovolt
Mg	magnésio
mGy	miligray
mm	milimetro
mSv	milisievert
nm	nanometro
P	fósforo
R	Röntgen
REM	<i>Röntgen equivalent man</i>
Sv	Sievert
T	tecido ou órgão
Ti	titânio
W_R	fator de peso da radiação
W_T	fator de peso do tecido ou órgão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.2 OBJETIVOS	18
1.2.1 <i>Objetivo geral</i>	18
1.2.2 <i>Objetivo Específico</i>	18
2 REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1.1 <i>Aquisição Axial</i>	21
2.1.2 <i>Aquisição Helicoidal</i>	21
2.1.3 <i>Tomógrafo Multi-Slice (Múltiplos Cortes)</i>	22
2.2 COMPONENTES TOMÓGRAFO	24
2.2.1 <i>Console de operação</i>	24
2.2.2 <i>Computador</i>	24
2.2.3 <i>Gantry</i>	25
2.2.4 <i>Detectores</i>	26
2.2.5 <i>Colimadores</i>	27
2.2.6 <i>Tecnologia Slip-Ring</i>	28
2.3 MODULAÇÃO DE DOSE	28
2.3.1 <i>SmartmA e CARE Dose 4D</i>	30
2.3.2 <i>Modulação de dose em órgão (MDO)</i>	30
2.4 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO	31
2.4.1 <i>Tipos de efeitos</i>	31
2.4.2 <i>Câncer</i>	32
2.4.3 <i>Detrimento</i>	34
2.5 ÓRGÃOS RADIOSENSÍVEIS	35
2.5.1 <i>Gônada</i>	36
2.5.2 <i>Tireoide</i>	37
2.5.3 <i>Mama</i>	38
2.5.4 <i>Cristalino</i>	38
2.6 PRINCÍPIOS DA RADIOPROTEÇÃO	39
2.6.1 <i>Princípio Justificação</i>	39
2.6.2 <i>Otimização</i>	39
2.6.3 <i>Limitação das doses individuais</i>	40
2.7 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	42
2.7.1 <i>Dose absorvida</i>	43
2.7.2 <i>Dose equivalente</i>	43
2.7.3 <i>Dose efetiva</i>	44
2.7.4 <i>CTDI</i>	45
2.7.5 <i>CTDI_{100mm}</i>	46
2.7.6 <i>CTDI_{VOL} e CTDI_W</i>	46
2.7.7 <i>DLP</i>	47
2.8 DOSIMETRIA	48
2.9 DOSIMETROS	48
2.9.1 <i>Propriedades</i>	49
2.10 TERMOLUMINESCÊNCIA	50
2.10.1 <i>Materiais</i>	51
2.11 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE	55
2.11.1 <i>Leitora de TLD</i>	55

2.11.2 Tratamento térmico	58
2.12 SIMULADORES.....	58
3 MATERIAIS E MÉTODOS	60
3.1 MATERIAIS.....	60
3.1.1 Tomógrafos	60
3.1.3 Objeto Simulador.....	61
3.1.4 Dosímetros TLDS	62
3.1.5 Forno a vácuo	64
3.1.6 Leitora	64
3.2 METODOS.....	65
3.2.1 Tratamento térmico	65
3.2.2 Calibração	65
3.2.3 Testes no simulador.....	67
3.2.4 Protocolos utilizados	70
3.2.5 Leitura TLDS.....	72
3.2.6 Cálculo de dose equivalente e efetiva.....	72
3.2.7 Medida de $CTDI_{vol}$ e DLP e cálculo de dose efetiva por DLP	73
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	74
4.1 CURVA DE CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS	74
4.2 DOSE EQUIVALENTE	76
4.3 DIFERENÇA DE DOSE COM E SEM FILTRO ODM	80
4.4 DISTRIBUIÇÃO DE DOSE ABSORVIDA	81
4.4 MEDIDAS DE DLP E $CTDI_{vol}$	84
5 CONCLUSÃO	92
REFERENCIAS.....	94

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução da Tomografia Computadorizada (TC) em 1972 como método de diagnóstico para aplicações médicas, assistiu-se a uma rápida sofisticação da tecnologia empregada, desde os scanners de “primeira geração” até aos atuais equipamentos *dual-source*, multi-cortes. Estes avanços tecnológicos têm tido um forte impacto na qualidade das imagens obtidas, no tempo de *scan* e na versatilidade e exatidão de diagnóstico (MEDEIROS, 2009).

A TC apresenta diversas vantagens em relação aos exames radiográficos convencionais, como, por exemplo: não haver sobreposição de estruturas anatômicas presente nas técnicas radiográficas convencionais; permitir a observação de finas camadas do corpo humano devido à aquisição de imagem em cortes seccionais de diferentes planos; possibilidade de visualização de tecido mole fornecendo mais informações, principalmente em relação à interpretação de tumores. Entretanto, a TC apresenta desvantagens quando comparadas aos exames radiográficos convencionais como: o alto custo do exame; a alta dose de radiação e as produções de artefatos em decorrência de objetos metálicos (BROOKS, 1993).

Como consequência da disseminação da utilização desta técnica nas práticas médicas, a dose a que estão expostos os pacientes tem aumentado significativamente. Também a dose coletiva aumentou, uma vez que as doses decorrentes da utilização desta técnica são muito superiores às decorrentes da utilização de qualquer outra técnica de radiologia convencional (RC) (NCRP, 1987). Esse aumento significativo conduzirá presumivelmente a um acréscimo do risco de câncer em adultos e particularmente em crianças, segundo vários estudos epidemiológicos (BRENNER e HALL, 2007; FORSHIER, 2002).

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).

Em física médica, o termo dose está associado à radiação ionizante. Dosimetria da radiação, ou simplesmente dosimetria, está relacionada com a

mensuração da dose absorvida ou taxa de dose resultantes da interação da radiação com a matéria. (ATTIX, 2004).

A dosimetria termoluminescente é um método de verificação de dose de radiação usado como ferramenta de controle de qualidade. Os TLDs (dosímetros termoluminescentes - *thermoluminescent dosimeters*) podem ser aplicados na dosimetria *in vivo* e também tem demonstrado sua eficácia na dosimetria dos feixes de fótons e elétrons, com aplicações estendidas para os campos da dosimetria ambiental, monitoramento pessoal e industrial (CAMPOS, 1998; VIEGAS, 2003). Entre as vantagens apresentadas pelos TLDs estão a alta sensibilidade num amplo intervalo de dose, dimensões pequenas e formas variadas, reutilização, são relativamente baratos, alto grau de exatidão e precisão das medidas e alguns materiais apresentam alta equivalência ao tecido humano (ATTIX, 2004).

Uma técnica utilizada para que a dose seja estimada é a utilização de um objeto simulador antropomórfico Rando, no qual TLDs são posicionados em lugares estratégicos para alcançar tal objetivo (BRIX, 2004; ZELIKMAN, KRUCHININ e BURASHOV, 2013)

As grandezas utilizadas para especificar as doses de radiação em radiologia convencional não se aplicam a TC, pois a distribuição de dose dentro do paciente em TC é diferente da radiologia convencional, onde a dose decresce continuamente da entrada do feixe de raios X até a saída. No caso da TC, como o paciente é exposto a um feixe de radiação em 360°, a dose é igualmente distribuída (MARTIN, 2008) .

O índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) é a principal grandeza dosimétrica usada na TC. Ele define que dose o paciente absorveu quando examinado por um equipamento de TC (CIERNIAK, 2011). O DLP, do inglês *Dose Length Product*, reflete a exposição à radiação, integrada para um exame completo, isto é, quando uma determinada extensão do corpo é irradiada (AAPM, 2008).

As medidas de DLP e CTDI_{vol} realizadas pelos equipamentos foram comparadas com os valores que encontramos nas recomendações europeias para tomógrafos *multi slice* (BONGARTZ *et al*, 2004) e também com trabalhos de pesquisas realizados em alguns países como Noruega (FRIBERG *et al*, 2009), Suíça (TREIR *et al*, 2010), Alemanha (BFS, 2010), Irlanda (FOLEY *et al*, 2012) e no Reino Unido (SHRIMPTON *et al*, 2003).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Realizar a medição da dose em órgãos radiosensíveis, em exames de tomografia computadorizada, utilizando TLDs e um *phantom* antropomórfico.

1.2.2 Objetivo Específico

Analisar as doses recebidas em áreas radio sensíveis como a tireoide, mamas, gônadas, cristalino e pele, através do posicionamento de TLDs nas regiões correspondentes de um *phantom* antropomórfico.

Analisar as doses recebidas nos órgãos radio sensíveis nos exames de tórax, abdômen, coronárias e crânio para dois equipamentos, avaliando os valores de dose equivalente e efetiva em cada órgão e analisar valores medidos de CTDIvol e DLP comparando com valores encontrados na literatura.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 HISTÓRIA DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada se tornou possível com o desenvolvimento de tecnologia informática moderna nos anos de 1960, mas algumas das ideias nas quais é baseada pode ter surgido da primeira metade desse século. Em 1917, o matemático boêmio Radon (1917) provou em um trabalho de pesquisa de fundamental importância que a distribuição do material ou a propriedade do material de uma camada de um objeto pode ser calculado se os valores integrais ao longo de qualquer número de linhas passando pela mesma camada são conhecidos. A primeira aplicação dessa teoria foi desenvolvida para radioastronomia por Bracewell (1956), mas eles encontraram poucas respostas e não foi explorada para fins médicos (KALENDER, 2006).

Em setembro de 1971, com a participação dos neurologistas James Ambrose e Louis Kreel, um protótipo de scanner melhorado, o EMI Mark I, foi instalado no Hospital Atkinson Morley em Wimbledon (scanners de TC na época eram conhecidos como scanners EMI). Por causa do tamanho pequeno da abertura em que a varredura foi realizada, este aparelho só poderia ser usado para produzir imagens da cabeça. Para reduzir o alcance das intensidades de radiação registradas pelos detectores, a cabeça foi colocada em uma membrana de borracha preenchida com água (figura 1a) . O primeiro exame tomográfico de um paciente ocorreu em 1º de outubro de 1971. Era de uma mulher com suspeita de tumor cerebral. Na imagem obtida, foi possível diferenciar claramente entre as áreas fisiológicas do cérebro e a área patológica mais escura e arredondada onde um cisto estava se desenvolvendo (figura 1b) (CIERNIAK, 2011).

Em 1979 Housfield e Cormack, um engenheiro e um físico, foram premiados com o prêmio Nobel da Medicina em reconhecimento das suas realizações notáveis (KALENDER, 2006).

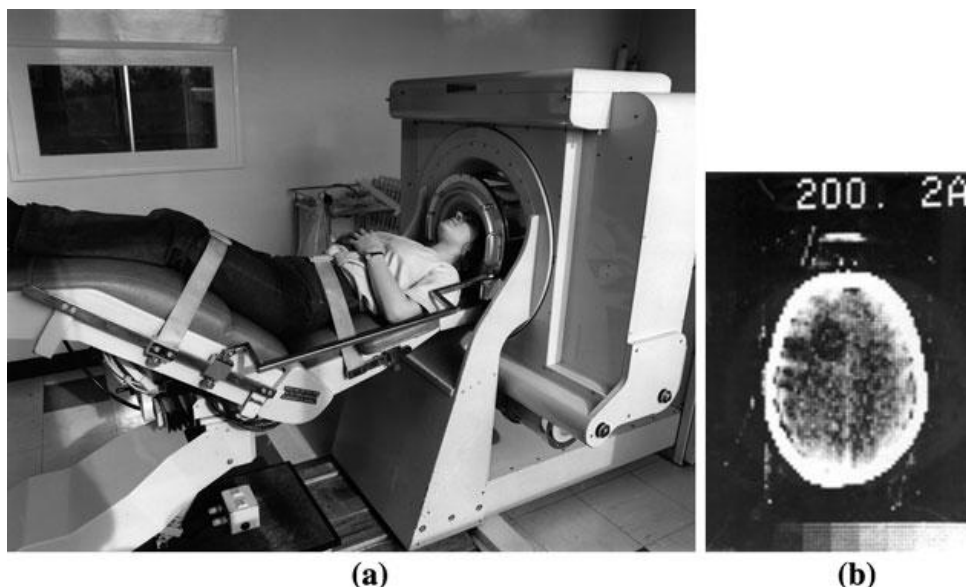


Figura 1 - O tomógrafo EMI Mark I (a) e uma imagem axial do crânio (b)

Fonte: Cierniak,2011

Com o passar dos anos, a TC passou por quatro gerações (CARVALHO, 2007). A diferença principal entre elas está relacionada com o aumento no número de detectores e com a maior velocidade de aquisição das imagens (NÓBREGA, 2005; KALENDER, 2005). Os tomógrafos da primeira geração possuíam apenas um detector e o feixe de radiação era estreito e bem colimado (AHMED, 2007). Já os tomógrafos de segunda geração possuíam 30 detectores e o feixe de radiação agora era em forma de leque. Houve uma grande diminuição no tempo de aquisição das imagens, cerca de 15s por corte (BUSHONG, 2013).

Nos tomógrafos de terceira geração, existia um conjunto com aproximadamente 960 detectores. Esses detectores juntamente com o tubo de raios X, giram 360° ao redor do paciente. Por este motivo, o tempo para obtenção de uma imagem era de cerca de 1s (CARVALHO, 2007). Entretanto, a desvantagem que ocorre nesse sistema é o aparecimento ocasional de artefatos do tipo anel, provenientes de possíveis falhas de um ou mais detectores. Essas falhas eram minimizadas através de algoritmos matemáticos. Por fim, os tomógrafos de quarta geração possuem um anel fixo com 4800 detectores ou mais e fornecem um círculo completo dentro do *gantry*. O tubo de raios X gira continuamente efetuando disparos curtos de radiação fazendo com que o tempo de varredura diminua consideravelmente (BUSHONG, 2013; GOLDMANN, 2008).

2.1.1 Aquisição Axial

Esse método também é chamado de varredura axial, varredura convencional, varredura serial ou varredura sequencial - todos os termos imprecisos que tendem a criar confusão no campo. Os principais aspectos do método são que a mesa TC se move para o local desejado e permanece estacionária enquanto o tubo de raios X gira dentro do *gantry*, coletando dados. Os sistemas iniciais, que continham apenas uma única linha de detectores no eixo z, obtinham dados para uma fatia com cada rotação (ROMANS, 2011).

Em todos os tipos de *scanners* que usam esse método, há uma pequena pausa na varredura entre aquisições de dados, chamada de atraso entre cruzamentos, à medida que a mesa se move para o próximo local. Nos primeiros *scanners*, o tempo para um ciclo completo (isto é, movimento da mesa para corrigir a posição, rotação do *gantry* para aquisição da digitalização, movimento da mesa para a próxima posição) permitia que apenas uma única varredura fosse adquirida cada vez que a paciente segurasse a respiração. Os *scanners* mais recentes reduziram drasticamente o tempo de ciclo, permitindo que as varreduras axiais sejam agrupadas. Essa é a prática de agrupar mais de uma varredura em uma única pausa de respiração (ROMANS, 2011) .

Em testes com *phantom* para avaliar esse método, o resultado mostrou uma imagem com qualidade superior à obtida no método helicoidal. O método axial frequentemente é utilizado para realizar estudos do tórax em alta resolução (ROMANS, 2011).

2.1.2 Aquisição Helicoidal

O surgimento dos tomógrafos helicoidais ocorreu aproximadamente no final dos anos 1980 (KALENDER, 2005).

Nessa geração, a aquisição de dados é contínua, ou seja, enquanto o tubo de raios X gira em torno do paciente a mesa se desloca com velocidade constante, assim as fatias são adquiridas continuamente (figura 2). Nesta modalidade as

acelerações e desacelerações do paciente na aquisição dos dados são eliminados (KALENDER, 2005).

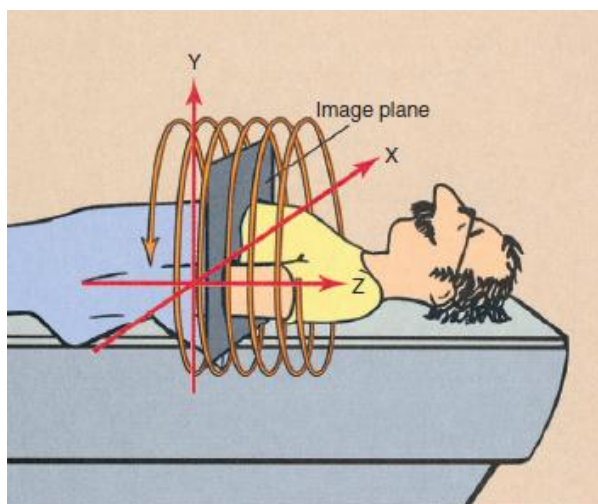


Figura 2 - Aquisição helicoidal
Fonte: Bushong, 2013

A imagem pode ser gerada a partir de qualquer segmento do volume, uma vez que a posição em que se encontra a mesa não está diretamente relacionada com a reconstrução da imagem. A velocidade da mesa está relacionada com a dose, pois está relacionada com o valor do *pitch*, que é a razão entre o descolamento da mesa pela espessura de corte. Os valores de *pitch* são menores em velocidades baixas e maiores em velocidades altas (KALENDER, 2005).

2.1.3 Tomógrafo *Multi-Slice* (Múltiplos Cortes)

Tomógrafos computadorizados, com múltiplas fileiras de detectores (TCMD), são capazes de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação mais elevadas. (IMPACT, 2002).

O primeiro aparelho de TC capaz de realizar a aquisição de mais de um corte por rotação passou a ser comercializado em 1998. Este modelo, capaz de realizar a aquisição de quatro cortes por rotação, foi denominado Tomógrafo Computadorizado

de Multi-Cortes. (MSCT – *Multi Slice Computed Tomography*). No entanto, deve-se observar que em 1992 a fabricante Elcinte já havia apresentado ao mundo o TWIN, equipamento capaz de realizar dois cortes por rotação (KALENDER, 2005).

Atualmente é possível encontrar equipamentos de TC fabricados com uma capacidade de aquisição de 512 cortes por rotação como é o caso do tomógrafo utilizado nos testes realizados nesse trabalho.

Recentemente surgiram os tomógrafos com dupla fonte (*dual-source*), que possuem dois tubos de raios X e dois conjuntos de detectores correspondentes em um único *gantry* (figura 3). Na prática, o segundo conjunto de detector é restrito pelo espaço restante do *gantry*. Por isso, um conjunto de detector cobre todo o campo de visão da área a ser examinada (aproximadamente 50 cm), enquanto o segundo é limitado a uma área menor e mais centralizada (ROMANS, 2011). Este tipo de equipamento utiliza os tubos de raios X em diferentes níveis de energia, possibilitando adquirir dois conjuntos distintos de dados, com informações diferentes, a partir de um único exame. Deste modo é possível distinguir as diferentes anatomias e visualizar a diferenciação e caracterização dos tecidos que estas possuem (CAPELETI, 2014).

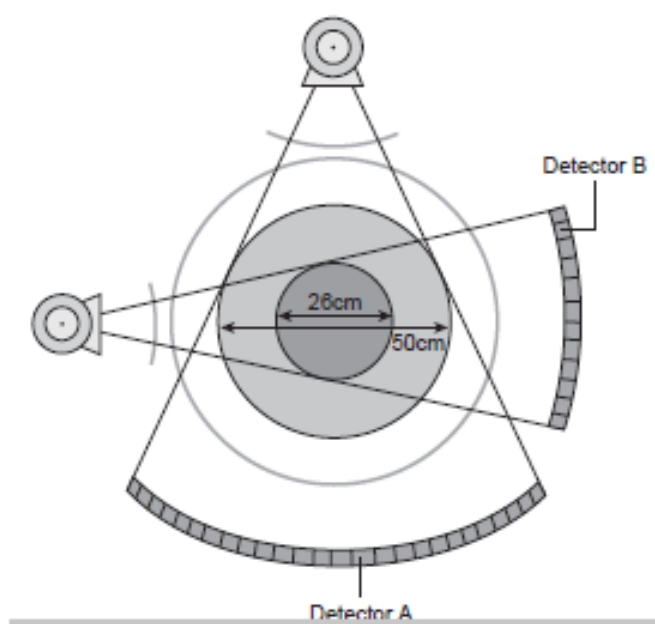


Figura 3 - Tomografia de dupla energia
Fonte: Romans, 2010

2.2 COMPONENTES TOMÓGRAFO

2.2.1 Console de operação

Os sistemas de imagem por TC podem ser equipados com dois ou três consoles. Um console é usado pelo técnico ou tecnólogo em radiologia para operar o sistema de imagem. Outro console pode estar disponível para pós-processar imagens para anotar dados do paciente na imagem (por exemplo, identificação do hospital, nome, número do paciente, idade, sexo) e fornecer identificação para cada imagem (por exemplo, número, técnica, posição da mesa). Este segundo monitor também permite que o operador visualize a imagem resultante antes de transferi-la para o console de visualização do médico (BUSHONG, 2013).

Um terceiro console pode estar disponível para o médico visualizar e processar as imagens, o tamanho e a aparência visual geral da imagem. Isto é, além de várias estações de imagem remotas (BUSHONG, 2013).

O console de operação contém os controles para a seleção de protocolos, para o movimento mecânico adequado do *gantry* e da mesa do paciente, e para o uso de comandos do computador que permitem a reconstrução e transferência da imagem. O console de visualização do médico aceita a imagem reconstruída do console do operador e a exibe para visualização e diagnóstico (BUSHONG, 2013).

2.2.2 Computador

O computador é um subsistema exclusivo do sistema de imagens por TC. Dependendo do formato da imagem, uma grande capacidade de computação é necessária (BUSHONG, 2013).

Um computador consiste em *hardware* e *software*. O *hardware* é a parte do computador que pode ser tocada fisicamente. O *software* é uma instrução que informa ao computador o que fazer e quando fazer. Cada vez que o tubo de raios X é ativado, as informações são coletadas e alimentadas no computador do sistema. O computador processa milhares de bits de dados de cada varredura adquirida para criar a imagem de TC. Esses dados devem ser salvos em um arquivo de computador

para que as informações estejam disponíveis para uso na formação de uma imagem. Esses dados armazenados podem ser recuperados e manipulados posteriormente. O disco rígido é o dispositivo dentro do computador que salva essas informações (ROMANS, 2011).

Os principais componentes de um computador são um dispositivo de entrada, um dispositivo de saída, uma unidade central de processamento e memória. Dispositivos de entrada e saída são peças auxiliares de *hardware* de computador projetadas para alimentar dados no computador ou aceitar dados processados do computador. Exemplos de dispositivos de entrada são teclado, mouse, tela de plasma sensível ao toque e mecanismos de detecção de TC. Os dispositivos de saída incluem monitor, câmera a laser, impressora e equipamento de arquivamento, como discos óticos ou fita magnética (ROMANS, 2011).

No computador usado na TC, o microprocessador e a memória principal determinam o tempo entre o final da aquisição e o aparecimento de uma imagem - o tempo de reconstrução. A eficiência de um exame é influenciada grandemente pelo tempo de reconstrução, especialmente quando há um grande número de cortes de imagem envolvidos (BUSHONG, 2013).

2.2.3 Gantry

O *gantry* é a parte em forma de anel da TC. Abriga muitos dos componentes necessários para produzir e detectar raios-x. Os componentes são montados em um sistema de varredura rotativa. Os *gantrys* variam em tamanho total, bem como no diâmetro da abertura. A variação do diâmetro da abertura é tipicamente de 70 a 90 cm. O *gantry* pode ser inclinado para frente ou para trás, conforme necessário, para se adaptar a uma variedade de pacientes e protocolos de exame. O grau de inclinação varia entre os sistemas, mas normalmente é de $\pm 15^\circ$ a $\pm 30^\circ$. O *gantry* também inclui uma luz de laser que é usada para posicionar o paciente dentro do *scanner*. Painéis de controle localizados em ambos os lados da abertura do cavalete permitem que o técnico controle as luzes de alinhamento, a inclinação do *gantry* e o movimento da mesa. Na maioria dos *scanners*, essas funções também podem ser controladas pelo console do operador. Um microfone está embutido no *gantry* para

permitir a comunicação entre o paciente e o técnico durante todo o procedimento de varredura (ROMANS, 2011).

Os tubos de raios X utilizados na TC helicoidal *multislice* possuem requisitos especiais. O TC helicoidal *multislice* aplica uma demanda térmica considerável no tubo de raios X. O tubo de raios X pode ser energizado até 60 s continuamente. Embora alguns tubos de raios X operem com corrente de tubo relativamente baixa, para muitos, a capacidade de energia instantânea deve ser alta. Rotores de alta velocidade são usados na maioria dos tubos de raios X para a melhor dissipação de calor. A experiência demonstrou que a falha do tubo de raios X é a principal causa do mau funcionamento do sistema de imagem por TC e é a principal limitação na frequência de imagens sequenciais (BUSHONG, 2013).

2.2.4 Detectores

À medida que o raio X passa pelo paciente, ele é atenuado em algum grau. Para criar uma imagem de raio-x, devemos coletar informações sobre o grau em que cada estrutura anatômica atenuou o feixe. Na radiografia convencional, usamos um sistema de tela filme para gravar a informação de atenuação. Na TC, usamos detectores para coletar as informações. O termo detector refere-se a um único elemento ou a um único tipo de detector usado em um sistema de TC. O termo conjunto de detectores é usado para descrever toda a coleção de detectores incluídos em um sistema de TC. Especificamente, a matriz de detectores compreende elementos detectores situados em um arco ou um anel, onde cada um deles mede a intensidade da radiação de raios-x transmitida ao longo de um feixe projetado a partir da fonte de raios X até aquele elemento detector particular. Também estão incluídos no conjunto elementos denominados detectores de referência que ajudam a calibrar dados e reduzir artefatos (ROMANS, 2011).

Os sistemas helicoidais *Multislice* de imagens por TC possuem múltiplos detectores em uma matriz com números de dezenas de milhares. Anteriormente, detectores a gás eram usados, mas agora, todos são detectores de cintilação em estado sólido. A concentração de detectores de cintilação é uma característica

importante de um sistema de imagens de TC que afeta a resolução espacial do sistema (BUSHONG, 2013).

A eficiência do conjunto de detectores de raios X reduz as doses de radiação do paciente, permite um tempo de imagem menor e melhora a qualidade da imagem, aumentando a relação sinal-ruído. O design do arranjo do detector é especialmente crítico para o TC helicoidal *multislice* (BUSHONG, 2013).

2.2.5 Colimadores

A colimação é necessária durante a TC helicoidal *multislice*, exatamente pelas mesmas razões que na radiografia convencional. Colimação adequada reduz a dose de radiação do paciente, restringindo o volume de tecido irradiado. Ainda mais importante é o fato de que melhora o contraste da imagem, limitando a radiação espalhada (BUSHONG, 2013).

Na radiografia, apenas um colimador é montado na saída do tubo de raios X. Na tomografia computadorizada helicoidal *multislice*, dois colimadores são usados (ROMANS, 2011).

O colimador fonte está localizado perto da fonte de raios-x e limita a quantidade de raios-x emergindo para feixes finos. Como atua no feixe de raios X antes de passar pelo paciente, às vezes é chamado de colimação pré-paciente. Esse colimador afeta a dose do paciente e determina como a dose é distribuída ao longo da espessura da fatia (isto é, perfil de dose). Ele se assemelha a pequenos obturadores com uma abertura que se ajusta, dependendo da seleção de espessura de corte do operador. Nos sistemas de tomografia com múltiplos detectores, a espessura da fatia também é influenciada pela configuração do elemento detector. Os scanners variam nas opções de espessura de corte disponíveis (ROMANS, 2011).

O colimador pré-detector restringe o feixe de raios X visto pela matriz do detector. Esse colimador reduz a radiação espalhada incidente na matriz do detector melhorando o contraste da imagem e, quando acoplado adequadamente ao colimador pré-paciente, define a espessura da fatia, também chamada de perfil de sensibilidade (BUSHONG, 2013).

2.2.6 Tecnologia *Slip-Ring*

No início, a tomografia computadorizada era realizada com uma pausa entre as rotações do *gantry*, devido aos cabos de alta tensão e dados que passavam pelo *gantry*. Durante a pausa, a mesa do paciente era movida e o *gantry* rebobinado para uma posição inicial. Os sistemas atuais usam dispositivos eletromecânicos chamados *slip rings*. Uma superfície é um anel liso e a outra um anel com escovas que percorre o anel liso fornecendo energia elétrica contínua e comunicação eletrônica. A TC helicoidal é possível graças ao uso da tecnologia *slip-ring*, que permite que o *gantry* gire continuamente, eliminando a necessidade de endireitar os cabos torcidos do sistema (BUSHONG, 2013; ROMANS, 2011).

2.3 MODULAÇÃO DE DOSE

O esforço contínuo para seguir o princípio de *ALARA* em relação à dose do paciente e ainda fornecer uma qualidade de imagem de diagnóstico é a principal motivação para o desenvolvimento de sistemas de controle automático de exposição (CAE). Esses sistemas CAE estão preparados para encontrar os parâmetros ideais de exposição aos raios X para o exame do paciente, a fim de alcançar a melhor relação sinal-ruído para o receptor de imagem, independentemente da densidade do tecido ou da espessura do corpo. Atualmente, os equipamentos mais modernos de TC possuem sistemas de CAE, que ajusta o produto corrente - tempo (mAs) durante cada rotação do *gantry* para compensar grandes variações na atenuação de raios X conforme a variação de espessura do paciente. Estas técnicas automáticas de controle de exposição relatam uma redução de 15% a 40% na dose, sem degradar a qualidade da imagem (ROMANS, 2011; AICHINGER, 2012).

Como o paciente está se movendo dentro ou fora do *gantry*, na direção z, enquanto o tubo de raios X e o sistema de detectores gira, o sistema de imagem tem diferentes seções do corpo com densidade e / ou espessura diferentes. Além disso,

há pelo menos duas perspectivas dos pontos de vista do paciente, lateral (eixo-x do *gantry*) e anterior-posterior (AP) / posterior-anterior (PA) (eixo-y do *gantry*). Em relação a isso, os sistemas CAE no TC modulam a corrente do tubo ao longo da direção z (CAE longitudinal) e / ou o plano x-y (CAE angular) (REINA, 2014).

A modulação longitudinal da corrente do tubo (figura 4) é amplamente utilizada pelos fabricantes de TC e se baseia da variação da corrente do tubo no eixo z usando o *pré-scan* como referência da densidade e espessura do objeto a ser examinado (REINA, 2014).

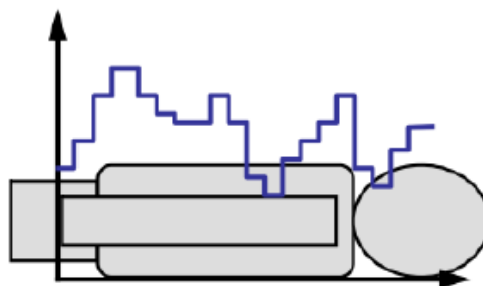


Figura 4 - Exemplo de modulação longitudinal do tubo.
Fonte: Medicine..., 2005

A modulação angular da corrente do tubo considera também a diferença nas visualizações AP e lateral e causa um comportamento sinusoidal da corrente do tubo variando ao longo do eixo z (figura 5 a). Essa modulação sinusoidal aparece devido as diferenças na atenuação do corpo considerando as características anatômicas de espessura lateral e anteroposterior (AP) ou posteroanterior (PA). É mais frequentemente usada combinada com o modo CAE longitudinal, que aumenta a diminuição de dose (figura 5 b) (MEDICINE..., 2005).

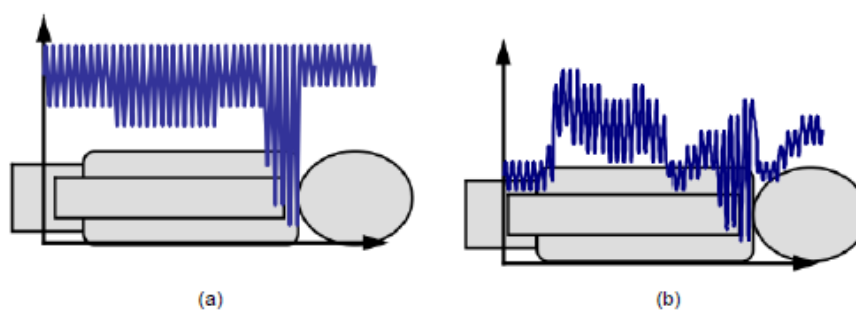


Figura 5 - (a) modulação da corrente angular do tubo (b) modulação da corrente angular combinada com a longitudinal do tubo.
Fonte: Medicine..., 2005

2.3.1 *SmartmA* e *CARE Dose 4D*

A fabricante *Siemens* desenvolveu um sistema CAE denominado *Care Dose*, que estima a atenuação dos raios X nos planos x e y em cada corte, durante uma rotação. O sistema utiliza tais informações para alimentar um modelo matemático que determina um valor de referência do produto corrente-tempo (mAs) para o próximo corte, controlando a corrente no tubo de raios X para manter um nível adequado de qualidade da imagem, baseado no nível de ruído (SÖDERBERG, 2010).

O *SmartmA*, disponível em todos os tomógrafos de TC multicortes da GE (*General Electric*) foi introduzido pela primeira vez em tomógrafos de corte individual da GE em 1994. O objetivo do *SmartmA* é fazer com que as imagens reconstruídas contenham ruído quântico dos raios X em um nível desejado pelo usuário, independentemente do tamanho e/ou anatomia do paciente. Além de ajustar a atenuação do paciente ao longo do eixo Z , o *SmartmA* modula a exposição do paciente como uma função do ângulo do tubo de raios X, conforme o tubo gira ao redor da anatomia do paciente, resultando na modulação coincidente de mA nos eixos x , y e z (GENERAL ELECTRIC, 2014).

2.3.2 Modulação de dose em órgão (MDO)

A GE no seu TC *Revolution* possui um sistema denominado modulação de dose de órgão (MDO), o qual fornece um modo para reduzir a corrente do tubo de raios X (mA) na direção anterior do paciente, onde estão localizados os órgãos do paciente mais sensíveis à radiação, ao mesmo tempo em que mantém a qualidade da imagem de diagnóstico geral modulando a corrente do tubo de raios X (mA) de acordo com o ângulo do tubo de raios X (GENERAL ELECTRIC, 2014). A Figura 6 mostra como o sistema opera.

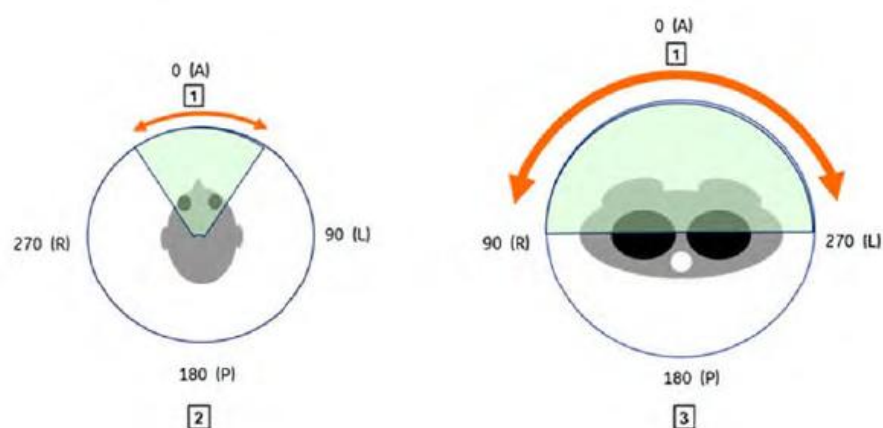


Figura 6 - Modulação de dose em cristalino e mama. 1 - Área de redução de corrente de tubo, 2- Cabeça primeiro, 3 - pés primeiro.

Fonte: GENERAL ELECTRIC, 2014

A tabela 1 apresenta as taxas de redução de dose pela ODM de acordo com os dados do fabricante.

Tabela 1 - Redução de dose aplicada pela ODM

SFOV (campo de visão do exame)	Taxa de redução de mA (lado frontal)	Faixa de redução de mA para largura à meia altura (ângulo do tubo)
Cabeça, cabeça de tamanho pequeno e cabeça pediátrica	Até 30%	100
Corpo grande, corpo médio e corpo pequeno	Até 40%	150

Fonte: GENERAL ELECTRIC, 2014

2.4 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

2.4.1 Tipos de efeitos

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 (CNEN, 2014).

Os efeitos estocásticos são os quais não existe um limiar de dose para sua ocorrência e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose. A gravidade

desses efeitos é independente da dose. Mesmo quando exposto a baixas doses haverá uma probabilidade de detrimento associado (CNEN, 2014).

Os efeitos determinísticos são efeitos para os quais existe um limiar de dose absorvida necessário para sua ocorrência e cuja gravidade aumenta com o aumento da dose (CNEN, 2014). 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 (TUBIANA e BERTIN, 1990).

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).

2.4.2 Câncer

A indução do câncer causada pela radiação ionizante é o grande temor da população quando se trata de exposição, o que pode surgir muitos anos após uma pessoa ser irradiada. Em Hiroshima, o tempo de latência para que o câncer aparecesse foi de 2 anos entre a exposição à radiação e a detecção da leucemia. O pico de cânceres na população foi de 7 (± 1) anos após a explosão da bomba, lançada ao fim da Segunda Grande Guerra. Esse foi o caso para leucemia, mas no

caso de cânceres sólidos, o tempo de latência pode ser de mais de 50 anos, como demonstrado na figura 7 (OKUNO, 2009).

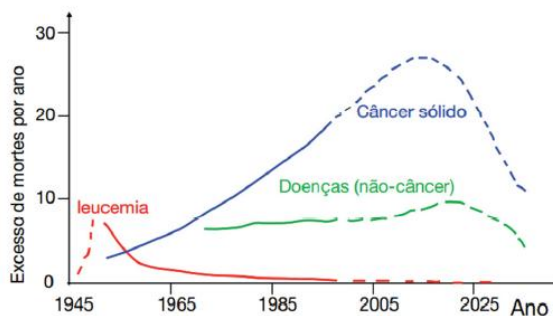


Figura 7 - Mortalidade relacionada à radiação ionizante no estudo do tempo de vida com os sobreviventes das bombas atômicas acompanhados de 1950 a 1997

Fonte: OKUNO, 2009.

Segundo INCA (2017) a estimativa mundial mostra que, em 2012, ocorreram 14,1 milhões de casos novos de câncer e 8,2 milhões de óbitos. Houve um discreto predomínio do sexo masculino tanto na incidência (53%) quanto na mortalidade (57%). De modo geral, as maiores taxas de incidência foram observadas nos países desenvolvidos (América do Norte, Europa Ocidental, Japão, Coreia do Sul, Austrália e Nova Zelândia). Taxas intermediárias são vistas na América do Sul e Central, no Leste Europeu e em grande parte do Sudeste Asiático (incluindo a China). As menores taxas são vistas em grande parte da África e no Sul e Oeste da Ásia (incluindo a Índia). Enquanto nos países desenvolvidos predominam os tipos de câncer associados à urbanização e ao desenvolvimento (pulmão, próstata, mama feminina, cólon e reto), nos países de baixo e médio desenvolvimentos, ainda é alta a ocorrência de tipos de câncer associados a infecções (colo do útero, estômago, esôfago, fígado). Além disso, apesar da baixa incidência, a mortalidade representa quase 80% dos óbitos de câncer no mundo.

Estima-se, para o Brasil no biênio 2018-2019, a ocorrência de 600 mil casos novos de câncer, para cada ano. Excetuando-se o câncer de pele não melanoma (cerca de 170 mil casos novos), ocorrerão 420 mil casos novos de câncer. O cálculo global corrigido para o sub-registro, segundo MATHERS *et al.*, aponta a ocorrência de 640 mil casos novos. Essas estimativas (figura 8) refletem o perfil de um país que possui os cânceres de próstata, pulmão, mama feminina e cólon e reto entre os mais incidentes, entretanto ainda apresenta altas taxas para os cânceres do colo do útero, estômago e esôfago (INCA, 2017).

Localização Primária Neoplasia Maligna	Estimativa dos Casos Novos											
	Homens						Mulheres					
	Estados			Capitais			Estados			Capitais		
	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada	Casos	Taxa Bruta	Taxa Ajustada
Próstata	68.220	66,12	67,82	15.720	70,76	66,31	-	-	-	-	-	-
Mama Feminina	-	-	-	-	-	-	59.700	56,33	51,29	19.920	80,33	63,98
Colo do Útero	-	-	-	-	-	-	16.370	15,43	17,11	4.620	18,66	17,58
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	18,16	16,97	4.520	20,33	21,05	12.530	11,81	9,22	3.710	15,06	11,44
Cólon e Reto	17.380	16,83	20,03	5.630	25,34	25,16	18.980	17,90	18,40	6.820	27,49	20,84
Estômago	13.540	13,11	14,98	3.240	14,55	10,95	7.750	7,32	5,96	2.210	8,92	5,34
Cavidade Oral	11.200	10,86	11,22	2.770	12,38	12,03	3.500	3,28	2,86	1.010	3,89	2,80
Laringe	6.390	6,17	6,31	1.540	6,86	8,44	1.280	1,20	0,96	420	1,30	0,92
Bexiga	6.690	6,43	7,79	1.920	8,59	9,20	2.790	2,63	2,21	890	3,42	2,61
Esôfago	8.240	7,99	6,73	1.450	6,46	7,04	2.550	2,38	1,67	540	1,85	1,38
Ovário	-	-	-	-	-	-	6.150	5,79	4,80	2.140	8,46	6,54
Linfoma de Hodgkin	1.480	1,43	1,14	550	2,19	1,93	1.050	0,96	0,92	400	1,33	1,19
Linfoma não Hodgkin	5.370	5,19	5,42	1.480	6,59	6,81	4.810	4,55	4,19	1.520	6,10	5,44
Glândula Tireoide	1.570	1,49	1,50	500	1,87	1,76	8.040	7,57	5,88	2.490	10,01	7,02
Sistema Nervoso Central	5.810	5,62	5,49	1.340	6,10	6,55	5.510	5,17	5,17	1.400	5,63	4,70
Leucemias	5.940	5,75	5,51	1.480	6,69	6,58	4.860	4,56	4,29	1.190	4,72	4,59
Corpo do Útero	-	-	-	-	-	-	6.600	6,22	5,44	2.370	9,46	7,46
Pele Melanoma	2.920	2,82	2,69	800	3,34	3,31	3.340	3,16	2,15	880	3,42	2,74
Outras Localizações	41.480	40,17	35,26	9.470	42,62	43,45	36.230	34,17	29,04	8.920	36,00	28,39
Todas as Neoplasias, exceto Pele não Melanoma	214.970	208,32	217,27	52.410	235,91	226,91	202.040	190,61	191,78	61.450	247,95	199,05
Pele não Melanoma	85.170	82,53	-	17.020	76,60	-	80.410	75,84	-	17.230	69,60	-
Todas as Neoplasias Malignas	300.140	290,86	-	69.430	312,52	-	282.450	266,47	-	78.680	317,47	-
Todas as Neoplasias Malignas Corrigidas para Sub-Registro	324.580	314,55	-	-	-	-	310.300	292,74	-	-	-	-

*População padrão mundial (1960). / *Números arredondados para múltiplos de 10.

Figura 8 - Estimativas para o ano de 2018 das taxas brutas e ajustadas^a de incidência por 100 mil habitantes e do número de novos casos de câncer, segundo sexo e localização primária*

Fonte: INCA, 2017

2.4.3 Detrimento

O detrimento é o dano total esperado, devido ao efeito estocástico, em um grupo de indivíduos e seus descendentes, como resultado da exposição deste grupo à radiação ionizante. É determinado pela combinação das probabilidades condicionais de indução de câncer letal, câncer não letal, danos hereditários e redução da expectativa de vida (CNEN, 2014).

A informação epidemiológica obtida é diversa para a população exposta a altas taxas de dose, como é o caso de uma bomba atômica, e aquela em que

indivíduos são expostos em exames radiológicos. Portanto a Comissão Internacional de Proteção Radiológica levou em consideração que os efeitos causados pela radiação para esses dois tipos de situação necessitam de conclusões e análises diferentes, Isso porque, a proteção radiológica tem propósitos variados na estimativa das consequências da exposição à radiação. Entretanto, o estudo epidemiológico de populações expostas a altas taxas de dose é importante para se conhecer os mecanismos biológicos dos efeitos da radiação tanto para altas taxas, quanto para baixas taxas. Contudo, o tempo de rastreamento destas populações é bastante alto e dificulta a estimativa de risco em longo prazo, por não ter dados completos de todas as fases em que a radiação possa causar efeitos; tanto na população exposta propriamente dita, quanto nos descendentes desta. Além disso, as populações estudadas e que foram expostas nunca são as mesmas àquelas em que o risco é estimado, portanto, os resultados são transferidos de população para população (ICRP, 1996).

Portanto, a ICRP decidiu denominar este risco de risco nominal. A estimativa de risco nominal é associada a uma Dose Efetiva, em relação ao "tempo de vida" atribuído a um câncer fatal ou sérios efeitos hereditários na descendência dos indivíduos expostos. Esta relação é feita através de coeficientes tabelados pela ICRP, e são válidos para toda a população (ICRP, 2007).

Os efeitos estocásticos são atribuídos do detrimento, isto é, pondera-se o coeficiente de probabilidade de fatalidade em cada órgão ou tecido e considera-se a diminuição da expectativa de vida por cânceres fatais e não fatais que podem ocorrer ao longo da vida, e ainda as desordens hereditárias. Apesar de a radiação ser um dos agentes carcinogênicos mais estudados, o efeito de baixas doses é pouco claro. Entrementes, as evidências não sugerem um limiar mínimo em que a radiação não cause efeitos estocásticos, utilizando dados epidemiológicos em estudos específicos (UPTON, 2003).

2.5 ÓRGÃOS RADIOSSENSÍVEIS

A ICRP (1977) afirmava que a irradiação de um órgão ou tecido em particular é de grande importância devido à dose que recebe, à sua sensibilidade à radiação

ou à importância para a saúde de qualquer dano resultante. Este tecido ou órgão foi considerado como o crítico devido às circunstâncias e a limitação de dose para o indivíduo foi determinada pelo limite de dose equivalente para esse tecido ou órgão. A Comissão recomenda agora um procedimento que tenha em conta o risco total atribuível à exposição de todos os tecidos irradiados.

Para efeitos de proteção contra radiações, é necessário especificar um número de órgãos e tecidos que devem ser considerados devido à sua suscetibilidade a danos por radiação, à gravidade de tais danos e à extensão em que isso pode ser tratado. Os fatores de risco para diferentes tecidos baseiam-se na probabilidade estimada de induzir doença maligna fatal, alterações não estocásticas ou defeitos genéticos substanciais expressos em descendentes nascidos vivos. Reconhece-se que a base apropriada para quantificar o detrimento deve incluir a avaliação de todas as outras formas de dano e sofrimento que possam resultar da exposição. Parece provável que as formas de detrimento mencionadas acima sejam consideradas como os componentes dominantes do dano que pode ser causado pela radiação, e aquelas sobre as quais os fatores de risco deveriam ser mais apropriadamente baseados (ICRP, 1977).

2.5.1 Gônada

Os efeitos deletérios causados pela irradiação das gônadas podem ser de três tipos: indução tumoral, comprometimento da fertilidade no indivíduo irradiado e efeitos hereditários em descendentes. As gônadas humanas têm uma sensibilidade relativamente baixa à indução de câncer por irradiação, uma vez que nenhum efeito carcinogênico nesses órgãos foi documentado conclusivamente (ICRP, 1977).

Na mulher, o comprometimento da fertilidade varia com a idade. A indução da menopausa, com interrupção permanente da fertilidade, pode resultar de uma dose absorvida de 3 Gy (radiação baixo TLE - transferência linear de energia) em uma mulher de 40 anos, enquanto que a mesma dose absorvida pode causar apenas amenorreia temporária em uma mulher de idade avançada (ICRP, 1977).

A diferença está relacionada ao fato de que a produção de novos oócitos normalmente cessa-se na infância e o número dessas células vai diminuindo

progressivamente com a idade após a menarca, pois os oócitos perdidos do ovário através da ovulação ou por outras causas não são substituídos. Nos testículos, ao contrário, o suprimento de espermatozoides é reabastecido continuamente ao longo da vida adulta pela proliferação de espermatogônias e outras células precursoras dos espermatozoides. A depleção de tais células por irradiação pode ser reparada se suficientes espermatogônias permanecem intactas para repovoar os testículos danificados. Embora a contagem de espermatozoides possa ser deprimida temporariamente por uma única dose absorvida de 0,15 Gy (radiação baixo TLE) administrada em alta taxa de dose, a dose absorvida necessária para causar esterilidade permanente em uma única exposição é de 3,5 Gy a 6 Gy. A taxa de dose anual se for recebida anualmente em exposições altamente fracionadas ou prolongadas por muitos anos é de 0,4 Gy ano⁻¹ para causar esterilidade temporária e de 2,0 Gy ano⁻¹ para esterilidade permanente (ICRP, 1977; ICRP 2007).

O risco de doenças graves hereditárias nas duas primeiras gerações após a irradiação de um dos pais é de cerca de 10⁻² Sv⁻¹, e o dano adicional para as gerações futuras é da mesma magnitude (ICRP, 1977).

2.5.2 Tireoide

A glândula tireoide é uma glândula endócrina em forma de borboleta que normalmente está localizada na parte inferior frontal do pescoço. O trabalho da tireoide é produzir hormônios que são secretados no sangue e transportados para todos os tecidos do corpo. O hormônio tireoidiano ajuda o corpo a usar energia, manter-se aquecido e manter o cérebro, coração, músculos e outros órgãos funcionando como deveriam (AMERICAN THYROID ASSOCIATION, 2018).

As células em risco na glândula da tireoide parecem ser as células epiteliais dos folículos tireoidianos para os quais o cálculo da dose deve ser feito. Na maioria dos casos, a dose média para toda a glândula será substancialmente a mesma que a dose para estas células. A sensibilidade da tireoide à indução de câncer por radiação parece ser maior que a da medula óssea vermelha para o desenvolvimento de leucemia. No entanto, a mortalidade desses tipos de câncer da tireoide é muito menor do que a da leucemia, principalmente devido ao sucesso no tratamento do

câncer de tireoide e ao lento progresso desse tipo de tumor. Considera-se que o fator de risco de mortalidade global é cerca de um quarto do que para a medula óssea vermelha; para fins de proteção contra radiação, o fator de risco é considerado como $5 \cdot 10^{-4} \text{ Sv}^{-1}$ (ICRP, 1977).

2.5.3 Mama

Dados sobre o desenvolvimento do câncer de mama, após irradiação de mulheres sugerem que, durante a vida reprodutiva, a mama feminina pode ser um dos tecidos mais radiosensíveis do corpo humano. Há indícios de que, nessas circunstâncias, o fator de risco para o câncer de mama pode ser algumas vezes maior do que o da leucemia. Para efeitos de proteção contra radiações, considera-se que o fator de risco é $2,5 \cdot 10^{-3} \text{ Sv}^{-1}$ (ICRP, 1977).

2.5.4 Cristalino

Nos adultos, a porção equatorial do epitélio anterior do cristalino é a região anatômica geralmente considerada a parte do cristalino mais suscetível à indução de opacidades do cristalino. Para efeitos de proteção contra radiações, o equador do cristalino pode ser considerado a 3 mm atrás da superfície do olho (ICRP, 1977).

Segundo a ICRP (2007), para detectar opacidade no cristalino, o órgão deve receber uma dose única de 0,5 Gy a 2,0 Gy. Já para desenvolver catarata, a dose única recebida pelo cristalino deve ser da ordem de 5 Gy. A taxa de dose anual se for recebida anualmente em exposições altamente fracionadas ou prolongadas por muitos anos é menor que $0,1 \text{ Gy ano}^{-1}$ para detectar opacificação e menor que $0,15 \text{ Gy ano}^{-1}$ para desenvolver catarata.

2.6 PRINCÍPIOS DA RADIOPROTEÇÃO

2.6.1 Princípio Justificação

A justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática ou fonte adscrita a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado tendo-se em conta fatores sociais e econômicos, assim como outros fatores pertinentes (BRASIL, 1998; CNEN, 2014).

As exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando-se os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao detrimento correspondente, levando-se em conta os riscos e benefícios de técnicas alternativas disponíveis, que não envolvam exposição (CNEN, 2014).

2.6.2 Otimização

O princípio de otimização estabelece que, em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, salvo no caso das exposições médicas, as instalações e as atividades devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte (BRASIL, 1998; CNEN, 2014).

A menos que a CNEN solicite especificamente, a demonstração de otimização de um sistema de proteção radiológica é dispensável quando o projeto do sistema assegura que, em condições normais de operação, se cumpram as 3 (três) seguintes condições (CNEN, 2014):

a) a dose efetiva anual média para qualquer indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) não excede 1 mSv;

b) a dose efetiva anual média para indivíduos do grupo crítico (grupo de indivíduos do público, razoavelmente homogêneo em relação a uma determinada fonte ou via de exposição, que seja típico dos indivíduos recebendo as maiores doses efetivas ou doses equivalentes devidas àquela fonte ou via de exposição, conforme o caso) não ultrapassa $10 \mu \text{ Sv}$;

c) a dose efetiva coletiva anual não supera o valor de 1 pessoa.Sv.

Como condição limitante do processo de otimização da proteção radiológica em uma instalação, deve ser adotado um valor máximo de 0,3 mSv para a restrição da dose efetiva anual média para indivíduos do grupo crítico (CNEN, 2014).

2.6.3 Limitação das doses individuais

Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou de dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e exposição do público decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas (BRASIL, 1998).

A exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de dose especificado na tabela (Tabela 2) a seguir, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN. Esses limites de dose não se aplicam às exposições médicas (CNEN, 2014).

Tabela 2 - Limites de Dose Anual

Limite de Dose Anuais [a]			
Grandeza	Órgão	Individuo	
		ocupacionalmente exposto	Indivíduo do público
Dose efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
	Cristalino	20 mSv [b]	15 mSv
Dose equivalente	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

[a] Para fins de controle administrativo efetuado pela *CNEN*, o termo *dose* anual deve ser considerado como *dose* no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

[b] Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

[c] Em circunstâncias especiais, a *CNEN* poderá autorizar um valor de *dose efetiva* de até 5 mSv em um ano, desde que a *dose efetiva* média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: CNEN, 2014

De acordo com a *CNEN*, 2014, os valores de dose efetiva se aplicam à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses efetivas comprometidas (integradas em 50 anos para adultos e até a idade de 70 anos para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano. Para mulheres grávidas ocupacionalmente expostas, suas tarefas devem ser controladas de maneira que seja improvável que, a partir da notificação da gravidez, o feto receba dose efetiva superior a 1 mSv durante o resto do período de gestação. Indivíduos com idade inferior a 18 anos não podem estar sujeitos a exposições ocupacionais. Os limites de dose estabelecidos não se aplicam a exposições médicas de acompanhantes e voluntários que eventualmente assistem pacientes. As doses devem ser restritas de forma que seja improvável que algum desses acompanhantes ou voluntários receba mais de 5 mSv durante o período de exame diagnóstico ou tratamento do paciente. A dose para crianças em visita a pacientes em que foram administrados materiais radioativos deve ser restrita de forma que seja improvável exceder a 1 mSv.

2.7 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Grandeza é a propriedade de um fenômeno, corpo ou substância que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado, sendo expressa por um valor numérico multiplicado por uma unidade. As grandezas dosimétricas são baseadas no número total de eventos ionizantes ou na quantidade de energia depositada (XAVIER, MORO e HEILBRON, 2006).

A ICRP e a ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements* - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação) são as instituições responsáveis pelas definições das grandezas dosimétricas, pelas relações entre elas e pelas suas respectivas unidades (TAUHATA *et al*, 2014).

A ICRU foi criada em 1925, durante o primeiro Congresso Internacional de Radiologia (ICR- *International Congresso of Radiology*), com o objetivo de propor uma unidade internacional para medir a radiação. Em 1928, durante o ICR-2, foi estabelecida a primeira unidade para exposição internacionalmente aceitável, o Röentgen (R). Posteriormente foram criadas novas quantidades e unidades, tais como rad e Curie (Ci) em 1953, o Röentgen Equivalente Man (rem) em 1971, o Gray (Gy) em 1974, o Bequerel (Bq) em 1974 e o Sievert (Sv) em 1977 (ICRU, 2011). Em 1981 a ICRU, padronizou as grandezas radiológicas com base no Sistema Internacional (SI) (BUSHONG, 2013).

A ICRP foi criada em 1928, também durante o ICR-2, com o objetivo de fornecer orientações e recomendações a respeito da proteção contra os riscos associados às radiações ionizantes provenientes de fontes naturais e de fontes artificiais utilizadas na medicina, indústria e empresas nucleares (ICRP, 2012).

As grandezas utilizadas para especificar as doses de radiação em radiologia convencional não se aplicam a TC, pois a distribuição de dose dentro do paciente em TC é diferente da radiologia convencional, onde a dose decresce continuamente da entrada do feixe de raios X até a saída. No caso da TC, como o paciente é exposto a um feixe de radiação em 360°, a dose é igualmente distribuída (Figura 9) (MARTIN, 2008) .

A utilização de feixes estreitos de radiação ao longo da direção longitudinal do paciente (direção Z) implica que uma parte significativa da radiação é depositada fora da energia do feixe (BAERT, 2007).

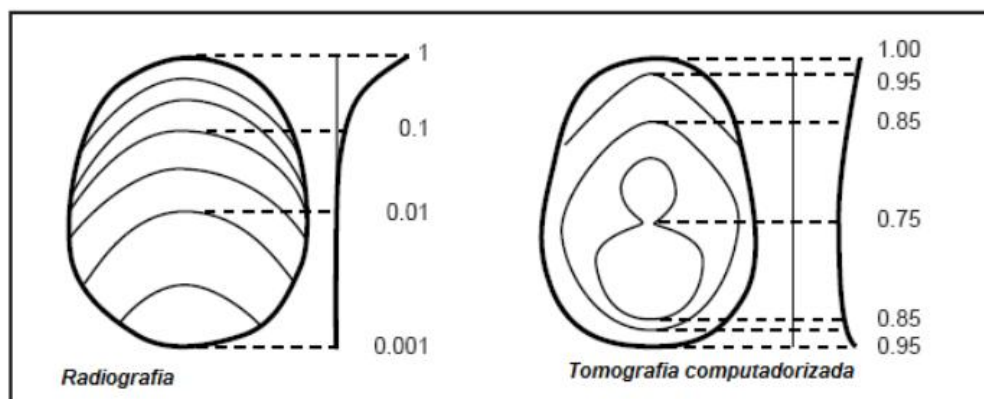


Figura 9 - Curva de isodose para um projeção radiográfica e para uma projeção de tomografia

Fonte: Martin, 2008

2.7.1 Dose absorvida

A dose absorvida D é definida como a energia média da radiação depositada pela fonte (d_e) cedida a um material, por unidade de massa do material (d_m), e está representada na equação 1:

$$D = d_e/d_m \quad (1)$$

A dose absorvida é medida em joules por quilograma (J/kg) e sua unidade denomina-se *Gray* (Gy), uma vez que $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ (SCAFF, 2008).

2.7.2 Dose equivalente

É o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$, obtido sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R. Leva em consideração o fator W_R (tabela 3) que permite converter a dose absorvida $D_{T,R}$, no tecido T, em dose equivalente no tecido T, devido à radiação do tipo R (equação 2):

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad [\text{Sv ou J.Kg}^{-1}] \quad (2)$$

A unidade especial de 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).

Tabela 3- Fatores de peso da radiação

Tipo de radiação	W_R
Fótons	1
Elétrons e muons	1
Prótons e píons pesados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20
Neutrons	Função Continua da energia do neutron

Fonte: ICRP, 2007.

2.7.3 Dose efetiva

A Dose Equivalente Efetiva H_E , também denominada de Dose Equivalente de Corpo Inteiro (*Whole body dose equivalent*) H_{WB} , é obtida pela relação mostrada na equação 3,

$$H_E = H_{WB} = \sum_T W_T \cdot H_T \quad [\text{Sv ou J.Kg}^{-1}] \quad (3)$$

onde W_T é o fator de peso do tecido ou órgão (*Tissue weighting factor*) T relevante e H_T é a dose equivalente no órgão ou tecido T . Os valores de W_T estão associados à radiosensibilidade do órgão à radiação (tabela 4) (TAUHATA *et al*, 2014).

Tabela 4 - Fatores de ponderação de tecidos ou órgãos

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)	Σw_T
Gônadas	0,08	0,08
Medula óssea. Cólon, pulmão, estômago e mamas e outros tecidos*	0,12	0,72
Bexiga, fígado, esôfago e tireoide	0,04	0,16
Pele, cérebro, superfície óssea e glândulas salivares	0,01	0,04
	Total	1

*Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecidos extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

Fonte: ICRP, 2007

Os fatores de ponderação dos órgãos foram escolhidos pela ICRP para refletir o risco relativo de morte por câncer ou a ocorrência de efeitos hereditários graves nas duas primeiras gerações após uma exposição uniforme do corpo inteiro. Considerou-se que, ao avaliar o risco para um indivíduo, em contraste com o da população como um todo, os efeitos hereditários de importância essencial eram aqueles que poderiam ser expressos nos filhos ou netos do indivíduo exposto (ICRP, 1977).

2.7.4 CTDI

O índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) que é principal a grandeza dosimétrica usada na TC, é medido em milligrays (mGy). Ele define que dose o paciente absorveu quando examinado por um equipamento de TC, e é determinada pela equação 4:

$$CTDI = 1/|Z_2 - Z_1| \int_{Z_1}^{Z_2} Dose(z) dz \text{ [mGy]} \quad (4)$$

onde Dose(z) é a distribuição ao longo do eixo z da dose absorvida por um *phantom* durante um teste; z_1 , z_2 são os pontos início e o fim do eixo z das medidas realizadas pelo dosímetro (CIERNIAK, 2011).

2.7.5 CTDI_{100mm}

O CTDI é convenientemente medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis com um comprimento fixo de 100 mm e volume ativo de 3 cm³. A grandeza assim medida é designada por CTDI_{100mm}, e deve ser expressa em termos de dose absorvida no ar (AAPM, 2008). A equação 5 mostra como calcular o CTDI_{100mm}.

$$\text{CTDI} = 1 / NT \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz \quad [\text{mGy}] \quad (5)$$

onde N é o número secções tomográficas adquiridas por rotação (também referido como o número de filas de detectores utilizados durante a aquisição) e T a espessura nominal de cada secção tomográfica (AAPM, 2008).

2.7.6 CTDI_{VOL} e CTDI_w

Assumindo que o CTDI decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor da dose de radiação média absorvida no plano xy é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado, CTDI_w (*weighted* CTDI). (BONGARTZ *et al*, 2000). A equação 6 mostra como calcular o CTDI_w:

$$\text{CTDI}_w = 1/3 \cdot \text{CTDI}_{100,c} + 2/3 \cdot \text{CTDI}_{100,p} \quad [\text{mGy}] \quad (6)$$

Onde o CTDI_{100,c} é o valor medido no centro do fantoma e CTDI_{100,p} representa a média aritmética das medidas efetuadas nas quatro posições da periferia do fantoma (BONGARTZ *et al*, 2000).

Com o aparecimento da modalidade helicoidal em TC, foi introduzido um novo conceito de CTDI que tem em conta variações ocorridas entre feixes de raios – X resultantes de consecutivas rotações da fonte, definido como Volume CTDI (CTDI_{VOL}) (AAPM, 2008). A equação 7 representa o cálculo do CTDI_{vol}

$$CTDI_{VOL} = CTDI_w \cdot 1/p \quad (7)$$

Onde p representa o *pitch*.

Ao contrário do $CTDI_w$, que representa a dose média no plano xy , o $CTDI_{VOL}$ também leva em consideração o eixo z (AAPM, 2008).

2.7.7 DLP

O CTDI aplica-se para uma dose local, isto é, é indicador da dose de radiação média absorvida dentro do volume irradiado. O DLP, do inglês *Dose Length Product*, reflete a exposição à radiação, integrada para um exame completo, isto é, quando uma determinada extensão do corpo é irradiada (AAPM, 2008). A equação 8 mostra como determinar o DLP.

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L \quad (8)$$

onde L é o comprimento em centímetros da região a ser visualizada em procedimentos de TC.

Comparando os valores de dose efetiva estimados pelo DLP para uma ampla quantidade de modelos de *scanner* com valores de dose efetivos derivados de cálculos de dose de órgão da NRPB (*National Radiological Protection Board*) e coeficientes de ponderação de tecido da ICRP 60, uma relação linear foi encontrada quando os conjuntos de dados foram restritos à mesma região anatômica (por exemplo, cabeça, pescoço, tórax, abdômen e pelve). Isso levou a Comissão Europeia a apresentar em 2000 um método genérico para estimar rapidamente a dose efetiva de exames de TC, com atualizações publicadas em 2004 e 2005. Por este método de atalho amplamente utilizado, a dose efetiva é calculada pela equação 9 (CHRISTNER *et al*, 2010):

$$E = k \cdot DLP \quad (9)$$

onde o coeficiente k é específico para cada região estudada (tabela 5) .

Tabela 5 - Fator de conversão k para um indivíduo adulto

Região do corpo	k (mSv $\text{mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}$)
Cabeça	0,0023
Tórax	0,0019
Abdômen	0,0017

Fonte: Bongartz et al, 2004

2.8 DOSIMETRIA

Em física médica, o termo dose está associado à radiação ionizante. Dosimetria da radiação, ou simplesmente dosimetria, está relacionada com a mensuração da dose absorvida ou taxa de dose resultantes da interação da radiação com a matéria. De modo mais amplo, refere-se à determinação de todas as grandezas radiológicas, tais como *kerma*, fluência, dose equivalente (ATTIX, 2004).

Como o campo de dosimetria radiológica progrediu, em particular para propósitos médicos, equipamentos para medidas de dose mais precisas foram desenvolvidos. Ao mesmo tempo, métodos teóricos para cálculos de dose e para cálculos de fatores de correção dos vários parâmetros afetados pela dosimetria foram desenvolvidos (SHANI, 2001).

Existem diversos métodos pelos quais é possível detectar a radiação. Os mais utilizados são a geração de cargas elétricas, geração de luz, geração de calor, sensibilização de películas fotográficas, criação de traços no material e alterações na dinâmica de processos químicos (TAUHATA *et al*, 2014)

2.9 DOSIMETROS

Um dosímetro de radiação é um dispositivo, instrumento ou sistema que mede ou avalia, direta ou indiretamente, as quantidades de exposição, dose absorvida ou dose equivalente, ou seus derivados temporais (taxas) ou quantidades relacionadas de radiação ionizante. Um dosímetro juntamente com o seu leitor é referido como um sistema de dosimetria (PODGORSAK, 2005).

Para funcionar como um dosímetro de radiação, ele deve possuir ao menos uma propriedade física que é função da grandeza dosimétrica medida e que pode ser usada para dosimetria de radiação com calibração adequada. Para ser útil, os dosímetros de radiação devem apresentar várias características desejáveis (PODGORSAK, 2005).

Obviamente, nem todos os dosímetros podem satisfazer todas as características. A escolha de um dosímetro de radiação e seu leitor deve, portanto, ser feita criteriosamente, levando em consideração os requisitos da situação de medição (PODGORSAK, 2005).

2.9.1 Propriedades

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado é necessário que, além de ser adequado para a medição do mensurando, apresente nas suas sequências de medição algumas características, tais como (TAUHATA *et al*, 2014):

Repetitividade, definida pelo grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição;

Reprodutibilidade, grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição;

Estabilidade, aptidão do instrumento conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo;

Exatidão, grau de concordância dos resultados com o “*valor verdadeiro*” ou valor de referência a ser determinado;

Precisão, grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso pelo desvio padrão em relação à média;

Sensibilidade, razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo; e

Eficiência, capacidade de converter em sinais de medição os estímulos recebidos .

2.10 TERMOLUMINESCÊNCIA

A termoluminescência (TL) é uma parte do processo coletivo conhecido como “Fenômeno Termicamente Estimulado” e é, na sua essência, a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado. Mesmo que só uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no dosímetro TL seja emitida como luz, a quantidade de luz emitida, será proporcional à energia da radiação absorvida pelo material TL. Este fenômeno pode ser descrito através da existência de dois estágios fundamentais. No estágio 1, a perturbação do sistema em equilíbrio, levando-o para um estado metaestável; no estágio 2, o relaxamento do sistema estimulado termicamente trazendo de volta o equilíbrio do sistema. No primeiro estágio, a radiação ionizante apresenta-se como protagonista da alteração no sistema e, no segundo, há a emissão de luz, luminescência, como resultado do relaxamento do sistema durante o retorno a estabilidade (STEPHEN *et al*, 1995).

O objetivo central da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo (STEPHEN *et al*, 1995).

Este fenômeno pode ser explicado em termos das “armadilhas para elétrons ou buracos” através do modelo de bandas de energia: os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência (repleta de elétrons) e a de condução (vazia). Entre elas, uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos a elétrons e por isso denominada banda proibida (BOS, 2007).

A radiação ionizante faz com que os elétrons da banda de valência ganhem energia e migrem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e ficar aprisionado em uma das armadilhas, (Figura 10a). Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas armadilhas adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência. Como resultado dessa “arrumação”, há emissão de luz (Figura 10b) (STEPHEN *et al*, 1995).

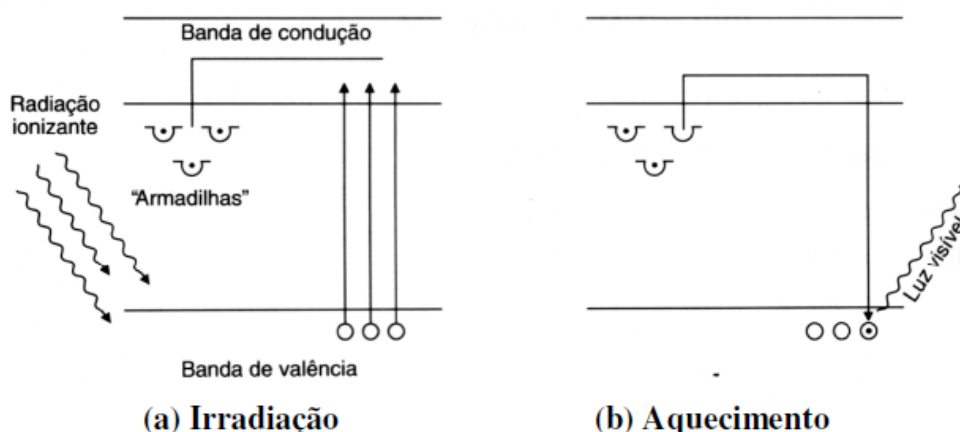


Figura 10 - Termoluminescência Explicada pelo Modelo de Bandas de energia. (a) O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b) Quando aquecido, o elétron retorna a banda de condução havendo emissão de luz

Fonte: Stephen *et al*, 1995.

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar a sua condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, o aquecimento até uma temperatura superior à temperatura de leitura a fim de que toda a rede cristalina, todos os elétrons e buracos, retornem aos seus estados iniciais (BOS, 2007).

2.10.1 Materiais

Na natureza, encontram-se diversos materiais termoluminescentes. A fim de serem utilizados para finalidades práticas eles precisam possuir algumas características importantes. O material TL deve apresentar (STEPHEN *et al*, 1995; RANDALL, WILKINS, 1995)

- Resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- Resposta pouco dependente da energia dos fótons;
- Alta sensibilidade mesmo para doses pequenas;
- Resposta estável, mesmo sob condições climáticas diferentes;
- Boa reprodutibilidade, mesmo para pequenas doses;
- Curva de emissão simples com um único pico de emissão.

Certamente nenhum material termoluminescente reúne todas as características citadas, portanto, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficiente possível, várias combinações foram estudadas para que reunissem a maior quantidade possível dessas características e ainda apresentassem compromissos razoáveis entre as outras, oferecendo diferentes vantagens (STEPHEN *et al*, 1995).

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs - *Thermoluminescent Dosimeters*) mais utilizados em aplicações médicas e odontológicas, devido as suas propriedades tecido-equivalente e boa resposta linear, são o fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), conhecido com TLD-100 ou MTS e o fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg,Cu,P), conhecido como MCP. Outros TLDs bastante utilizados, devido a sua sensibilidade, são o sulfato de cálcio dopado com disprósio (CaSO₄:Dy) e o óxido de alumínio dopado com carbono (Al₂O₃:C) (PODGORSAK, 2005).

O Fluoreto de Lítio é um halogênio alcalino de densidade 2,6 g/cm³ com número atômico efetivo (de 8,2) bem perto do valor do número atômico do tecido humano (entre 7 e 7,5) e não solúvel em água. Apresenta uma eficiência termoluminescente intrínseca de 0,04% aproximadamente (ATTIX, 2004).

O dosímetro de Fluoreto de Lítio (LiF:Mg,Ti) apresenta uma série de vantagens e desvantagens, mas na prática, mesmo dependendo do uso específico, as vantagens são sempre maiores.

Entre as vantagens podem ser citadas (ATTIX, 2004):

- Alta sensibilidade num amplo intervalo de dose;
- Dimensões pequenas e formas variadas;
- Podem ser usados inúmeras vezes;
- São relativamente baratos;
- Alta equivalência ao tecido humano;
- Alto grau de exatidão e precisão nas medidas.

E entre as desvantagens, são conhecidas (ATTIX, 2004):

- A instrumentação necessária para as leituras possui elevado custo;
- A sensibilidade varia com o tempo após a irradiação;
- As leituras e, portanto, os resultados, não são imediatos;
- Ocorre liberação espontânea de elétrons (desvanecimento);
- Apresentam sensibilidade à luz e à umidade.

A principal característica que identifica um material TL é a sua curva de emissão. A curva característica da emissão termoluminescente representa a intensidade da luz emitida pelo material TL durante seu aquecimento, portanto é uma curva em função da temperatura (STEPHEN *et al*, 1995). A Figura 11 mostra essa curva característica do LiF:Mg,Ti quando irradiado à temperatura ambiente e seu comportamento durante o procedimento de leitura.

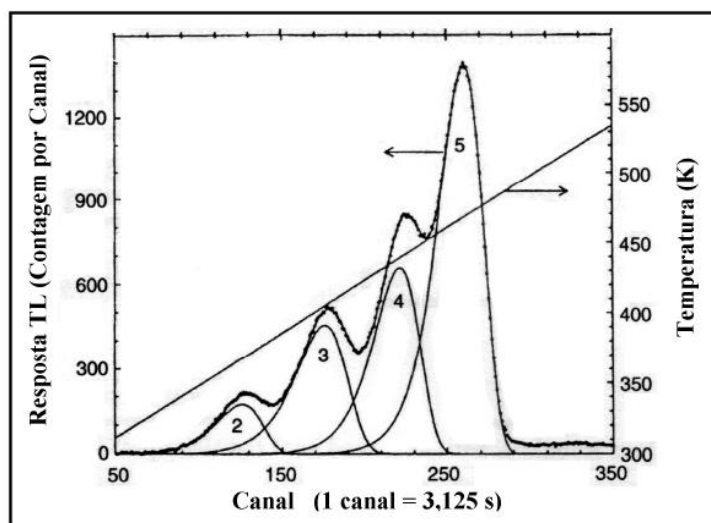


Figura 11 - Curva Característica do LiF:Mg,Ti Irradiado por raios gama de ^{60}Co
Fonte: Leal, 2011

A curva de emissão do LiF:Mg,Ti consiste de vários picos de intensidade luminosa, mas o pico dosimétrico (pico 5) aparece na temperatura de aproximadamente 200°C e geralmente vem acompanhado de outro pico (pico 4) de temperatura mais baixa (MOSCOVITCH e HOROWITZ, 2007). A linearidade de resposta TL em função da dose absorvida se mantém na faixa de 10^{-5} a 10 Gy, sendo que a saturação de sinal ocorre por volta de 10^3 Gy (MCKEEVER, 1985).

A curva de emissão TL representa a variação da resposta TL em função da temperatura de aquecimento durante a leitura ou do tempo de aquisição (METCALFE *et al*, 2007). Estudos anteriores enfatizam que o tamanho e as impurezas do dosímetro influenciam na intensidade relativa da largura dos picos da curva de emissão TL, bem como em toda a sensibilidade (MCKEEVER, 1995).

A quantidade de luz emitida é mensurável, aumentando a sua intensidade com a população de elétrons ou buracos armadilhados, conforme o tipo de armadilha. Ela cresce com a dose absorvida pelo cristal até atingir um máximo.

Desta forma, a luz medida na emissão termoluminescente depende da população de elétrons, ou buracos, que, por sua vez, depende da dose absorvida pelo cristal. Em alguns materiais termoluminescentes a quantidade de luz emitida cresce, de início, linearmente com a dose absorvida de radiação, observando-se posteriormente um crescimento mais rápido do que o linear. A este último comportamento dá-se o nome de supralinearidade, que é representado na figura 12 (CAMPOS, 1998).

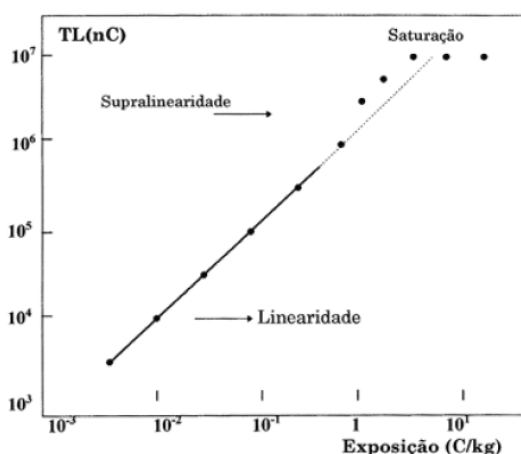


Figura 12 - Curva típica de Resposta TL de um material em função da exposição à radiação

Fonte: CAMPOS, 1998

O comportamento supralinear do LiF:Mg,Ti depende da sua composição química (METCALFE ET al, 2007) além de variar com diversos fatores como: histórico dos tratamentos térmicos, temperaturas de aquecimento e taxas de resfriamento (CAMERON *et al*, 1968; CAMPOS E LIMA, 1986).

O limite inferior de detecção do TLD-100 é de aproximadamente $500 \mu\text{Gy}$, sua resposta TL é linear até doses da ordem de 1 Gy e a saturação do sinal ocorre em uma dose de aproximadamente 10^3 Gy (METCALFE et al, 2007).

O TLD-100 apresenta uma perda na sensibilidade de cerca de 1,5% a cada 10 Gy de radiação absorvida e sua reprodutibilidade é de 1,1% para uma mesma dose, com cada etapa dos ciclos de leitura variando em até 5% (CAMERON, 1968; EGGERMONT *et al*, 1971)

Encontram-se TLDs em diversos tamanhos e espessura, em forma de chips, matriz de politetrafluoretano (PTFE) e pó (figura 13). Devido as diferentes formas de TLDs que existem, é possível utilizá-los em variadas aplicações como dosimetria médica, pessoal e ambiental.



Figura 13 - Tipos e formas de TLDs
Fonte: RADPRO, 2018

2.11 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

Um sistema de dosimetria termoluminescente é composto basicamente por um conjunto de TLDs, uma leitora ligada a um computador e um forno. A leitora é composta por um sistema aquecedor, um sistema de detecção de luz e um tubo fotomultiplicador (PMT). Os TLDs são aquecidos em temperaturas e tempos variáveis, de acordo com o material luminescente do dosímetro. A luz emitida após o aquecimento dos TLDs é detectada pelo tubo fotomultiplicador e uma curva de luminosidade é gerada pelo computador (HASABELRASOUL, 2013).

2.11.1 Leitora de TLD

A leitora é o instrumento utilizado para avaliar a dose de radiação em função da luz emitida pelos TLDs (figura 14). É composta por um sistema que produz um aquecimento controlado, de um PMT, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e exibição do sinal, Utilizam-se também filtros com a finalidade de eliminar contaminação luminosa

devido a fenômenos químicos e à radiação infravermelha presentes durante o aquecimento do TLD (TAUHATA et al., 2014; VIEGAS, 2003).

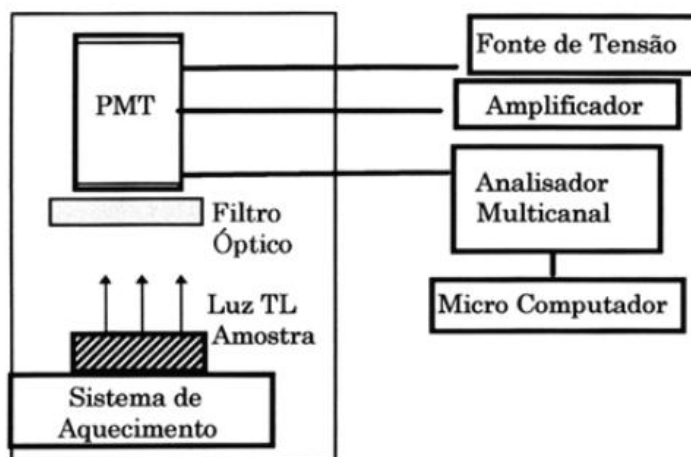


Figura 14 - Esquema simplificado de uma leitora de TLD
Fonte: Campos, 1998

Os materiais TLD não devem ser contaminados principalmente com gordura, e por isso não devem ser manuseados com as mãos. Os TLDs contaminados devem ser lavados com metanol puro e enxaguados em água deionizada. Os dosímetros severamente contaminados devem ser descartados (BARSENELLI, 2003). Por esse motivo é utilizada uma pinça para o manuseio.

Há dois tipos de leitoras: as manuais e as automáticas. Nas leitoras manuais é preciso manusear cada TLD individualmente, abrir a gaveta da leitora e colocar cada TLD sobre a placa de aquecimento (Figura 15). Já nas leitoras automáticas, todos os TLDs são lidos sem necessidade de manuseá-los e a informação contida neles é armazenada eletronicamente em um computador (JUNIOR, 2006).



Figura 15 - Placa de aquecimento da leitora

O aquecimento da amostra pode ser feito por um bandeja aquecida por resistência, como mostrado na figura 15, por gás N_2 pré aquecido, por um ponto luz intenso de uma lâmpada do projetor ou um *laser*, ou outros meios adequados. Muitas vezes, o programa de aquecimento pode ser mais complicado que simplesmente linear *versus* tempo. Um esquema típico usado em leitores de TLD comerciais é aquecer o fósforo rapidamente através da região de armadilha instável, ignorando a emissão de luz até que uma temperatura pré estabelecida seja alcançada. Depois o fósforo é linearmente aquecido ou abruptamente elevado a uma temperatura suficiente para esgotar o pico de brilho de interesse dosimétrico, enquanto mede-se a soma de luz emitida, que é mostrado como uma carga ou leitura de dose. Finalmente, o fósforo deve ser aquecido até $400^{\circ}C$ para liberar qualquer carga restante das armadilhas mais profundas, enquanto ignora-se qualquer emissão de luz adicional, como geralmente inclui uma contribuição significativa para um falso efeito (ATTIX, 20004).

A reprodutibilidade do programa de aquecimento é vital para alcançar a dosimetria reprodutível do TL. Além disso, é preciso fornecer uma sensibilidade à luz constante para que uma determinada saída de luz de TLD sempre forneça a mesma leitura. Isso requer uma sensibilidade constante do PMT (incluindo uma fonte de alimentação estável e sem fadiga do PMT) e um sistema óptico limpo (filtros, espelhos, lentes, tubos de luz e superfície do aquecedor). Limpeza periódica pode ser necessária. Uma fonte de luz constante com um espectro apropriado pode ser

embutida no leitor para substituir um TLD como uma verificação da constância da sensibilidade à luz. No entanto, isso não diz nada sobre a constância de aquecimento (ATTIX, 2004).

2.11.2 Tratamento térmico

Uma das grandes vantagens e facilidade dos materiais TL é o fato de os mesmos poderem ser reutilizados inúmeras vezes, sem perda de suas propriedades dosimétricas. Para isso, são indicados tratamentos térmicos, específicos para cada material, que restauram as suas propriedades originais, isto é, eliminam sinais residuais, permitindo a sua reutilização. Existem diferentes tipos de tratamento térmico ou recozimento: pré-tratamento, pós-tratamento térmico ou a combinação de diferentes tratamentos térmicos. O primeiro tem como objetivo esvaziar as armadilhas profundas e desconectadas que existem inerentes no material TL. O pós-tratamento esvazia intencionalmente as armadilhas mais rasas, defeitos com pouca estabilidade à temperatura ambiente. O tempo e a temperatura do tratamento são parâmetros que devem ser bem controlados para que os tratamentos não afetem negativamente a resposta dos materiais TL (CAMPOS, 1998).

Estudos sobre as características dosimétricas do LiF mostraram que o dosímetro pode ser reutilizado no mínimo duas mil vezes sem que aconteçam mudanças consideráveis na sua sensibilidade, pois apresentaram repetitividade dentro da faixa de $\pm 1\%$ para um desvio padrão em 10 medidas sucessivas (MOSCOVITCH et. al, 1990; VIEGAS, 2003).

2.12 SIMULADORES

Uma técnica utilizada para que a dose seja estimada é a utilização de um objeto simulador antropomórfico Rando, no qual TLDs são posicionados em lugares estratégicos para alcançar tal objetivo (BRIX, 2004; ZELIKMAN, KRUCHININ e BURASHOV, 2013)

O simulador *Alderson Rando* foi desenvolvido com o objetivo de minimizar as desvantagens de não uniformidade dos materiais de simulação em forma e tamanho. (RSD, 2018).

Há ilimitadas, pequenas variações de densidade e absorção do tecido mole em todo o corpo humano. O tecido mole do *phantom* é controlado para ter a densidade média desses tecidos (RSD, 2018).

Esqueletos RSD (*Radiation Support Devices Inc*) são moldes de polímeros altamente detalhados que reproduzem a forma, a densidade de massa e os coeficientes de atenuação do osso cortical e do esponjoso. Eles permitem a produção contínua requerida pela disponibilidade limitada, tamanho variável e composição química incerta dos esqueletos humanos. Estes problemas, mais a perda de medula em esqueletos naturais secos, tornam os esqueletos de RSD superiores ao "osso real"(RSD, 2018).

Moldes para o osso cortical e esponjoso do RSD foram feitos a partir de esqueletos humanos consistentes com os tamanhos dos moldes de tecido mole.

Esqueletos RSD estão em conformidade com os padrões estabelecidos pela Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas; a densidade de massa é reduzida ligeiramente para levar em conta uma pequena diminuição no conteúdo de cálcio para pacientes mais velhos (RSD, 2018).

Os pulmões são moldados a partir de espuma sintática, com uma gravidade específica de 0,30g /cc (RSD, 2018).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os materiais utilizados para a realização das avaliações de dose, bem como a metodologia empregada no processo.

3.1 MATERIAIS

3.1.1 Tomógrafos

Foram utilizados dois modelos diferentes de equipamentos de tomografia computadorizada. Ambos estão instalados na clínica Diagnóstico Avançado por imagem (DAPI) em Curitiba.

O Tomógrafo Siemens (Berlim, Alemanha) *Somatom Definition AS+* (figura 16) foi um dos equipamentos utilizado para a dosimetria e está instalado na unidade DAPI *Palladium* desde 2009.



Figura 16 - Tomógrafo Siemens Somatom Defiinition AS+

O Tomógrafo GE (Nova Iorque, Estados Unidos da América) *Revolution CT* (figura 17) também foi utilizado para a dosimetria. Este equipamento foi instalado em 2015 na Unidade DAPI Mercês.



Figura 17 - Tomógrafo GE *Revolution* CT

A tabela 6 apresenta as especificações técnicas dos dois equipamentos.

Tabela 6 - Especificações técnicas do tomógrafo da Siemens e GE

	Somaton Definition AS+	GE Revolution CT
Detectores	64	256
Canais	128	512
Abertura do gantry	78 cm	80 cm
Distância foco-isocentro	595 mm	625,6 mm
Distância foco detector	1085 mm	1097,6 mm
SFOV	500 mm	500 mm
Faixa de kV	80kV - 140kV	70 kV - 140kV
Modulação de dose	CARE Dose 4D	SmartmA

3.1.3 Objeto Simulador

Para a realização dos testes de dosimetria em órgãos com os TLDs, foi utilizado um objeto simulador antropomórfico que é propriedade da Universidade

Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). O simulador ART utilizado (figura 18a) representa um paciente do sexo masculino com aproximadamente 1,75 m e 73,5 kg. Ele é transeccionado horizontalmente em fatias de 2,5 cm de espessura, cada fatia possui orifícios (figura 18b) que são preenchidos com material equivalente a tecido ósseo, tecido pulmonar ou tecido mole dependendo da região e que podem ser trocados por pinos com dosímetros. (RSD, 2018) Foi colocado um acessório representando a mama para poder realizar medidas de dose nessa região radiosensível.

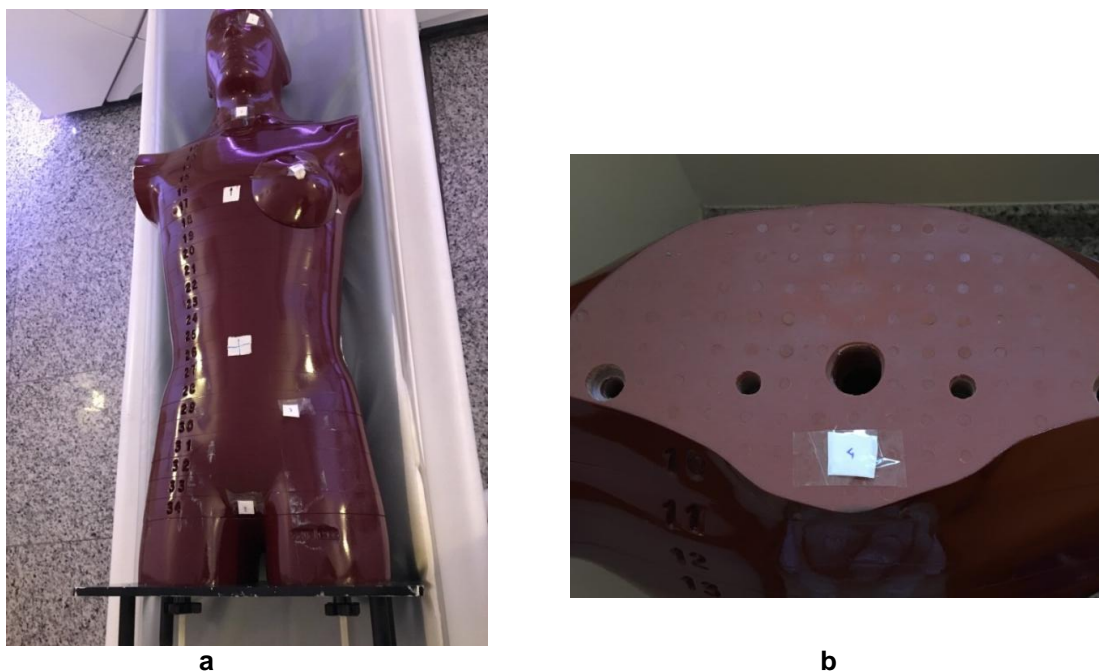


Figura 18 - a) Simulador *Alderson Rando* posicionado na mesa de exames. b) orifícios na fatia do simulador e dosímetro posicionado na altura da tireóide.

3.1.4 Dosímetros TLDs

Os TLDs utilizados nos testes foram cedidos pela UTFPR. São de LiF:Mg,Ti (MTS). Foram utilizados quatro lotes (figura 19) diferentes devido a quantidade de dosímetros necessários para realizar os testes, portanto alguns TLDs eram de marcas e formatos diferentes, porém com as mesmas especificações e propriedades.

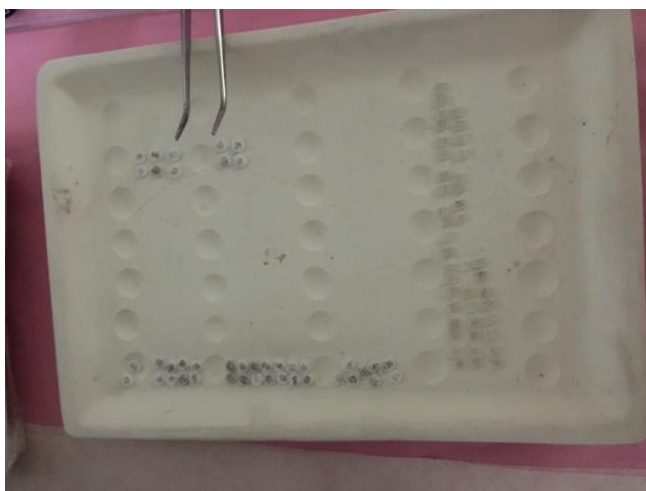


Figura 19 - TLDs dispostos em uma bandeja de cerâmica.

A tabela 7 descreve as propriedades dos dosímetros MTS utilizados.

Tabela 7 - Propriedades dos dosímetros MTS

Propriedades	MTS
Forma padrão [mm]	Disco 4,5 x 0,9 e chips
Isótopos	Natural Li, ⁷ Li, ⁶ Li
Número atômico efetivo	8,2
Densidade [g.cm ⁻³]	2,5
Espectro de emissão TL [nm]	400
Sensibilidade relativa do TL-100	1
Limite de detecção [μGy]	10
Faixa de linearidade até [Gy]	5
Repetibilidade	<2%
Dependência da energia do fóton 30 keV - 1.3 MeV	< 30%
Homogeneidade do lote [1 SD]	< 5%
Desvanecimento térmico [% na temperatura ambiente]	< 5% / ano
Desvanecimento induzido pela luz	insignificante na intensidade de luz laboratorial
Tratamento térmico antes da exposição	1h a 400°C e 2h a 100°C
Tratamento térmico após exposição	ca. 10 min a 100°C
Leitura (dependência do leitor)	270°C a 350°C

Fonte: RADPRO, 2018

3.1.5 Forno a vácuo

Para realizar o tratamento térmico dos dosímetros após a leitura dos mesmos, foi utilizado um forno a vácuo da marca EDG (São Carlos, Brasil.) modelo 3000 (figura 20) instalado em no laboratório de física nuclear aplicada da UTFPR.



Figura 20 - Forno a vácuo EDG 3000 utilizado nos testes

3.1.6 Leitora

O equipamento utilizado para a leitura dos dosímetros foi um leitor "RA´04 TLD READER-ANALYSER" (figura 21) da mesma marca dos dosímetros (RadPro). A amostra é aquecida diretamente na bandeja e apenas um TLD pode ser medido por vez.

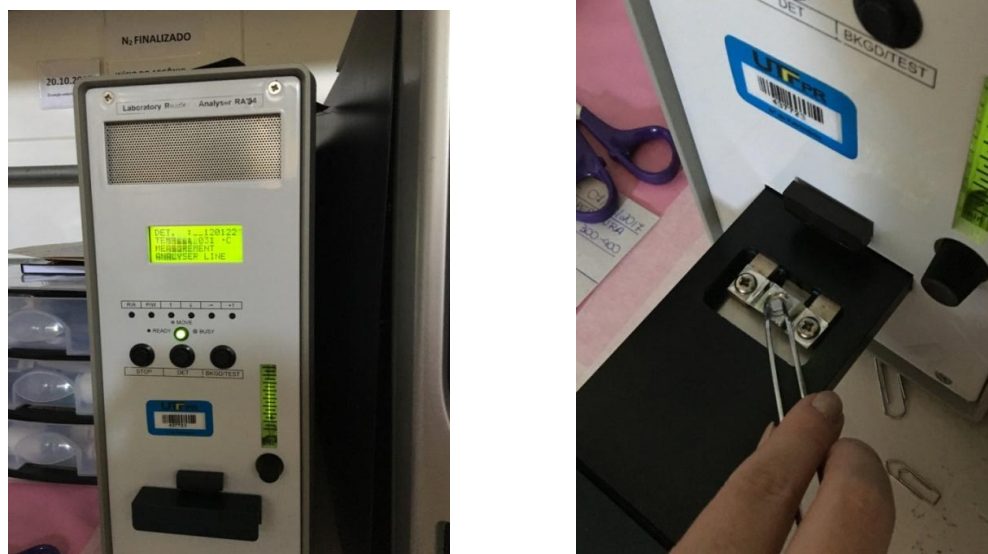


Figura 21 - Leitora RA'04 e dosímetro sendo colocado para leitura

3.2 METODOS

3.2.1 Tratamento térmico

Para a realização do tratamento térmico, os dosímetros são posicionados em um prato de cerâmica, que é colocado dentro do forno, e são aquecidos a uma temperatura de 397°C durante 60 minutos. Após o aquecimento é aguardada a redução da temperatura até chegar a aproximadamente 20 °C para poder manuseá-los. Esse processo é realizado sempre antes e depois das exposições dos dosímetros para eliminar qualquer vestígio de energia nele armazenada.

3.2.2 Calibração

Os dosímetros utilizados no trabalho foram calibrados no laboratório de radiações ionizantes da UTFPR. Os TLDs foram separados em pares e embalados com fita crepe e numerados (figura 22).



Figura 22 - Dosímetros agrupados em pares numerados

A exposição dos TLDs foi realizada no equipamento de raios X pertencente ao laboratório de radiações ionizantes da UTFPR. Utilizou-se também uma câmara de ionização cilíndrica da marca Radcal (Monrovia, CA, EUA), modelo 10X6-6 com 6 cm³ de volume sensível (figura 23) .

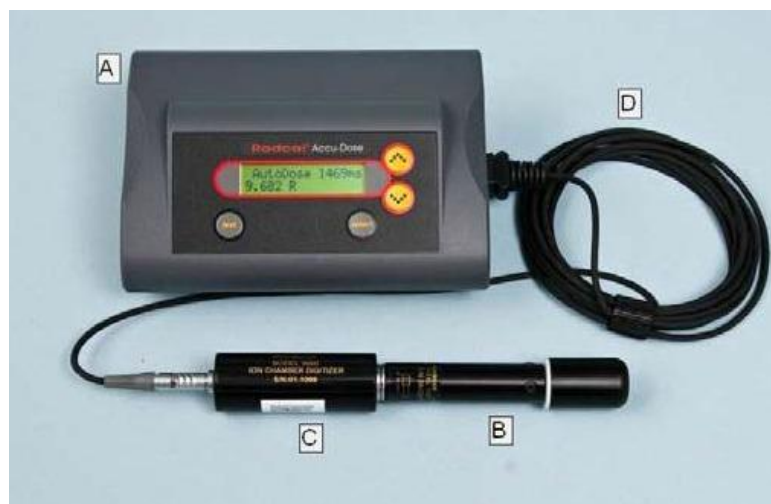


Figura 23 - Câmara de ionização
Fonte: Filipov; Schelin; Tilly Junior, 2014

Todos os lotes foram expostos a uma tensão de 120 kV apenas variando-se a corrente (mAs). Os dosímetros foram posicionados o mais próximo possível do volume sensível da câmara de ionização e irradiados simultaneamente com ela para que se obtivesse o valor de dose de cada exposição (figura 24).

Para a calibração utilizou-se 5 pares de cada lote de dosímetro. O primeiro par foi exposto com 5 mAs, o segundo com 10 mAs, o terceiro com 15 mAs, o quarto com 26 mAs e o quinto com 32 mAs. Além disso 1 par de dosímetros de cada lote foi deixado fora da sala sem expor para que fossem expostos a radiação ambiente (TDLs *background*).

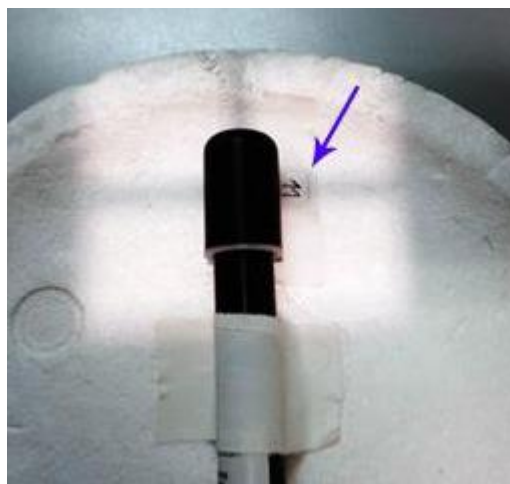


Figura 24 - TLD ao lado da câmara de ionização
Fonte: Filipov; Schelin; Tilly Junior, 2014

Após as exposições foram realizadas as leituras de todos os TLDs e através do valor da dose corrigida da câmara, dos valores dos BG e do fator de calibração de cada TLD, podemos calcular as doses recebidas por cada TLD.

3.2.3 Testes no simulador

Com a finalidade de obter um resultado mais preciso, os TLDs foram agrupados em pares. Cada par foi embalado em fita crepe e numerado de modo a facilitar a identificação. Para obter o resultado da medida de dose recebida em cada ponto onde foram colocados os TDLs, calculou-se a média aritmética entre os dois dosímetros agrupados.

Foram posicionados dois pares em cada região equivalente aos órgãos radiosensíveis estudados nesse trabalho, além de um par no isocentro do campo de exposição para medir a dose de entrada na pele (DEP). Esse processo foi repetido para cada protocolo a ser estudado.

Para definir o local onde seriam colocados os dosímetros, foi levado em consideração os pontos de referência no exame de raios X convencional e selecionada uma posição do simulador mais aproximada à que estão situados cada órgão estudado, em um paciente.

Na região de cristalino os dosímetros foram posicionados internamente entre as fatias de número quatro e cinco (figura 25), onde fica localizado o olho do simulador.



Figura 25 - Dosímetros posicionados no cristalino

Para a tireoide, os dosímetros foram posicionados internamente entre as fatias 9 e 10, onde estaria localizado o pescoço do paciente, aproximadamente na altura em que se encontra a tireoide no corpo humano (figura 26).



Figura 26 - Dosímetro posicionado na tireoide

O simulador empregado possui uma mama acessória que foi utilizada para realizar os testes de dose (figura 27). Ela fica posicionada entre as fatias 15 e 19. Os dosímetros foram colocados na parte externa da mama e na parte interna, seguindo o mesmo posicionamento da externa.



Figura 27 - Dosímetros posicionados na região das mamas

Para as gônadas femininas foi selecionada uma fatia que correspondesse aproximadamente à região em que estariam os ovários (figura 28). Os dosímetros foram posicionados internamente entre as fatias de número 29 e 30



Figura 28 - Dosímetros posicionados na região das gônadas feminina

Já nas gônadas masculinas foi selecionada a última fatia para posicionar os dosímetros, visto que os testículos ficam situados abaixo da sínfise púbica, dentro da bolsa escrotal. Foram colocados entre as fatias 34 e 35 (figura 29) .



Figura 29 - Dosímetros posicionados na região das gônadas masculina

3.2.4 Protocolos utilizados

Os protocolos utilizados para serem feitas as medições foram os de crânio, tórax, abdômen e coronárias.

Como as leituras em algumas regiões mais distantes da exposição poderiam ser muito baixas e comprometer os resultados, optou-se por fazer cinco exposições de cada protocolo para se chegar a um resultado mais preciso, em função dos baixos valores das doses devido a uma única exposição.

Nas tabelas 8 e 9 podemos visualizar os protocolos utilizados em cada equipamento.

Tabela 8 - Protocolos utilizados no equipamento Siemens

Siemens Somaton Definition AS+				
	Protocolo de crânio	Protocolo de tórax	Protocolo de abdômen	Protocolo de coronárias
Tensão	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV
Corrente	<i>CARE Dose4D</i>	<i>CARE Dose4D</i>	<i>CARE Dose4D</i>	<i>CARE Dose4D</i>
Pitch	0,6	1	1	0,75
Tipo aquisição	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal

Tabela 9 - Protocolos utilizados no equipamento GE

GE Revolution CT				
	Protocolo de crânio	Protocolo de tórax	Protocolo de abdômen	Protocolo de coronárias
Tensão	120 kV	120 kV	120 kV	100 kV
Corrente	299 mAs + ODM	<i>SmartmA</i> + ODM	<i>SmartmA</i>	<i>SmartmA</i>
Pitch	-	0,984	0,992	1
Tipo aquisição	Axial	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal

No sistema GE, a ferramenta ODM fica ativada nos protocolos de crânio e tórax. Para validar a ferramenta de modulação de dose em órgãos, os TLDs foram expostos com e sem o modo ODM ativado. Os testes foram cuidadosamente observados para garantir que o filtro estivesse desligado.

3.2.5 Leitura TLDS

Após o TLD ser colocado na leitora, a gaveta é fechada e o equipamento realiza o aquecimento desse dosímetro a uma taxa de dose de 10%/segundo de 100° 400°C para realizar as medidas. No computador é possível acompanhar a leitura que corresponde à área do gráfico (curva de brilho) de aquecimento, entre 100°C e 300°C (figura 30).

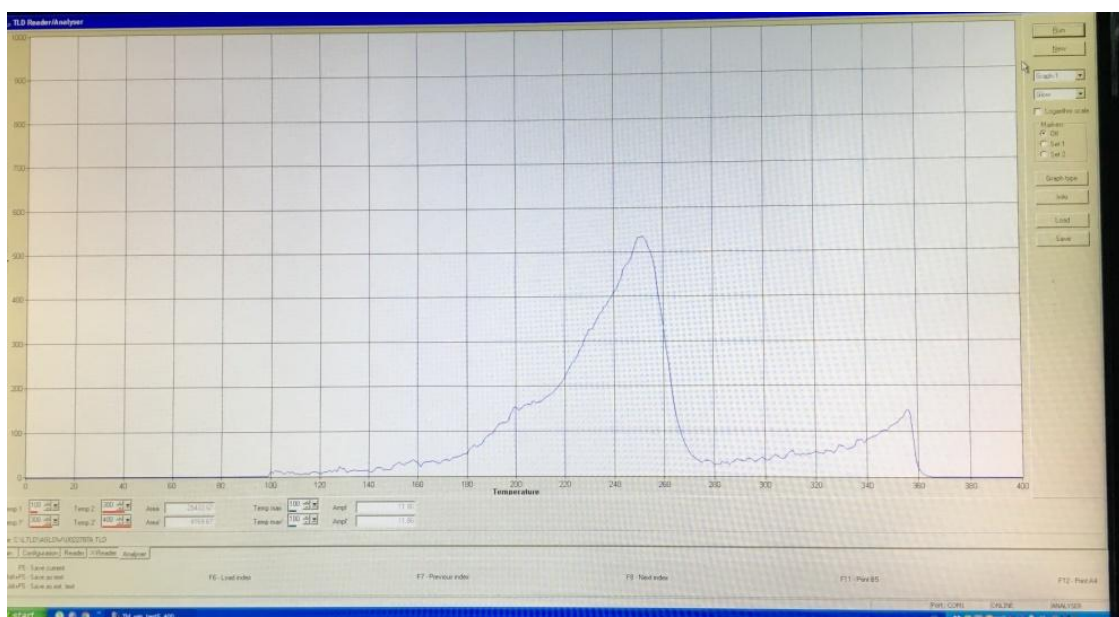


Figura 30 - Curva de brilho obtida na leitura do TLD

3.2.6 Cálculo de dose equivalente

Os resultados das medições realizadas nos dosímetros expostos são as doses médias absorvidas. Foram transformados em dose equivalente através da

equação 2, considerando que a radiação utilizada (fótons) possui um valor de peso de 1 segundo a tabela 2 definido pela ICRP, 2007.

3.2.7 Medida de CTDIvol e DLP e cálculo de dose efetiva por DLP

A medida de CTDIvol e DLP são fornecidas pelo próprio equipamento no relatório de dose ao final de cada exame.

O cálculo da dose efetiva pelo DLP foi realizado de acordo com a metodologia proposta pelo grupo europeu (BONGARTAZ *et al*, 2000) como citada anteriormente. Utilizando a equação 9 pode-se calcular a dose efetiva para cada região avaliada através do coeficiente de conversão específico de cada uma.

Para a região do crânio utilizou-se o valor de 0,0023 de coeficiente de conversão, para a região do tórax 0,0019, para a região do abdômen 0,0017 e para o protocolo de coronárias utilizou-se o mesmo coeficiente da região do tórax.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nas medições realizadas nos dois equipamentos de tomografia e respectivos protocolos avaliados.

4.1 CURVA DE CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

Os gráficos abaixo mostram a variação da dose corrigida em função da leitura dos TLDs. Observa-se os valores de dose corrigidos e o ajuste da função linear para cada lote de dosímetro utilizado.

A curva de calibração para o lote MTS R1 está representada no gráfico 1.

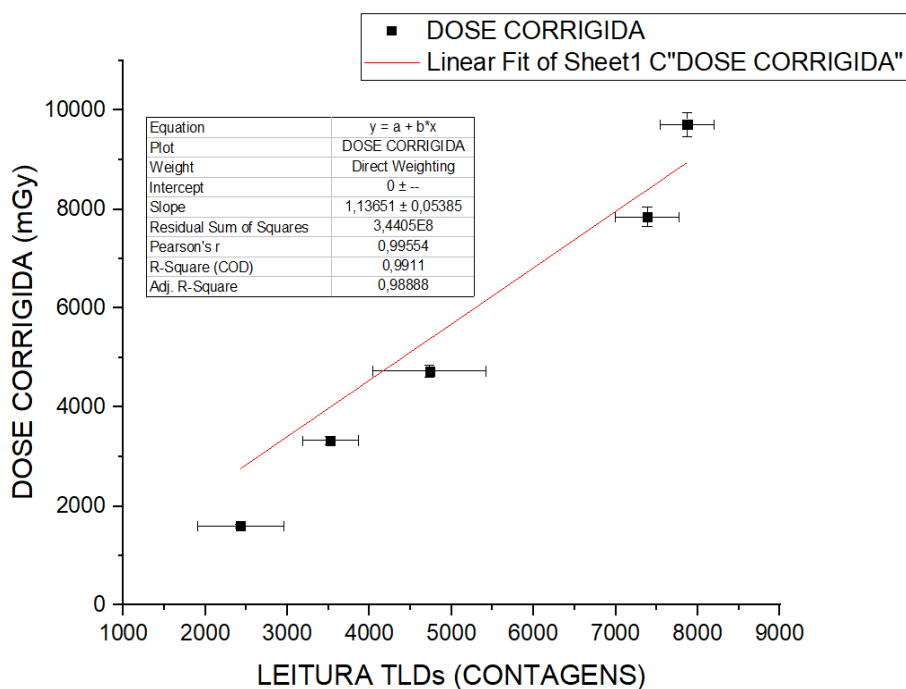


Gráfico 1 - Curva de calibração lote MTS R1

A curva de calibração para o lote MTS R2 está representada no gráfico 2.

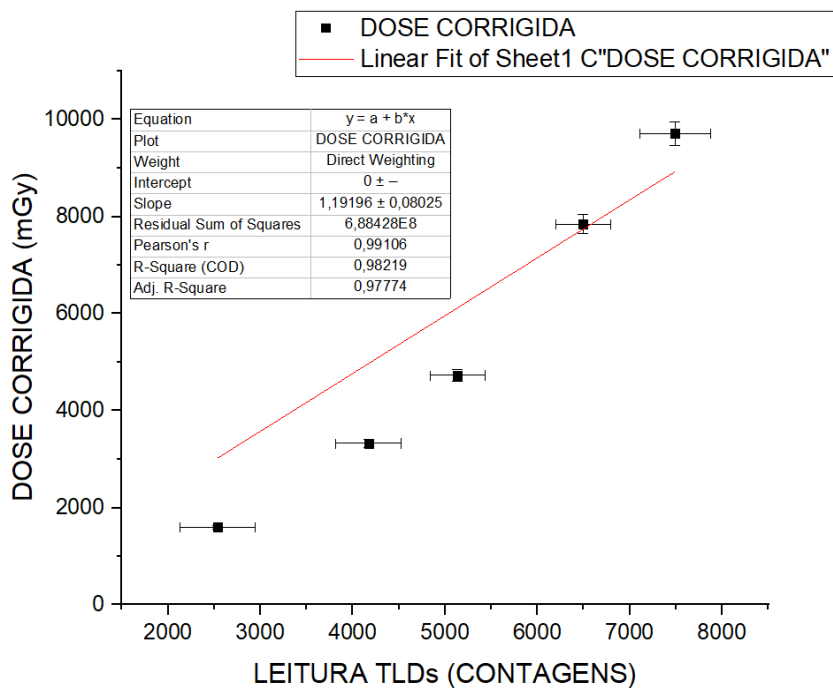


Gráfico 2 - Curva de calibração lote MTS R2

A curva de calibração para o lote MTS R3 está representada no gráfico 3.

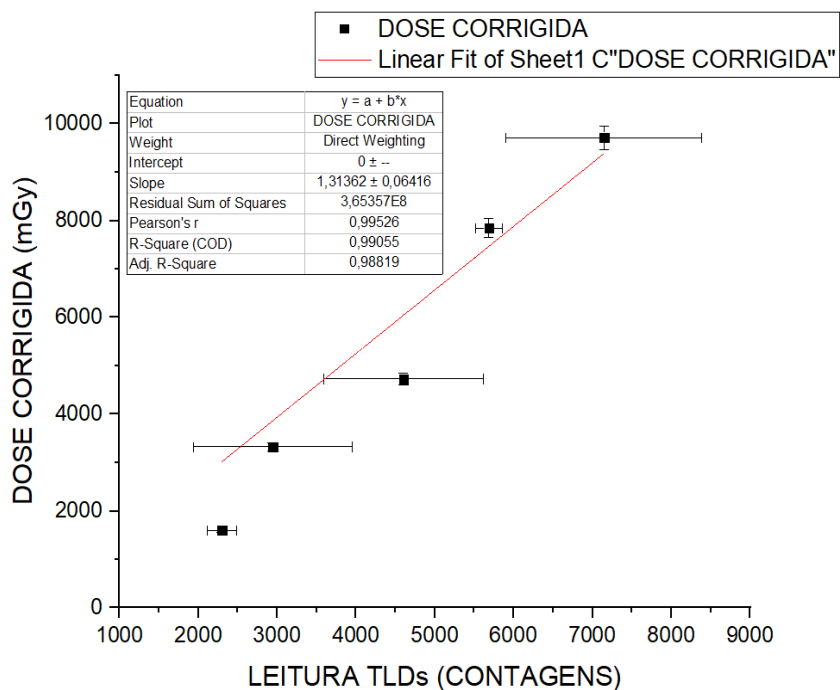


Gráfico 3 - Curva de calibração lote MTS R3

A curva de calibração para o lote MTS Transparente está representada no gráfico 4.

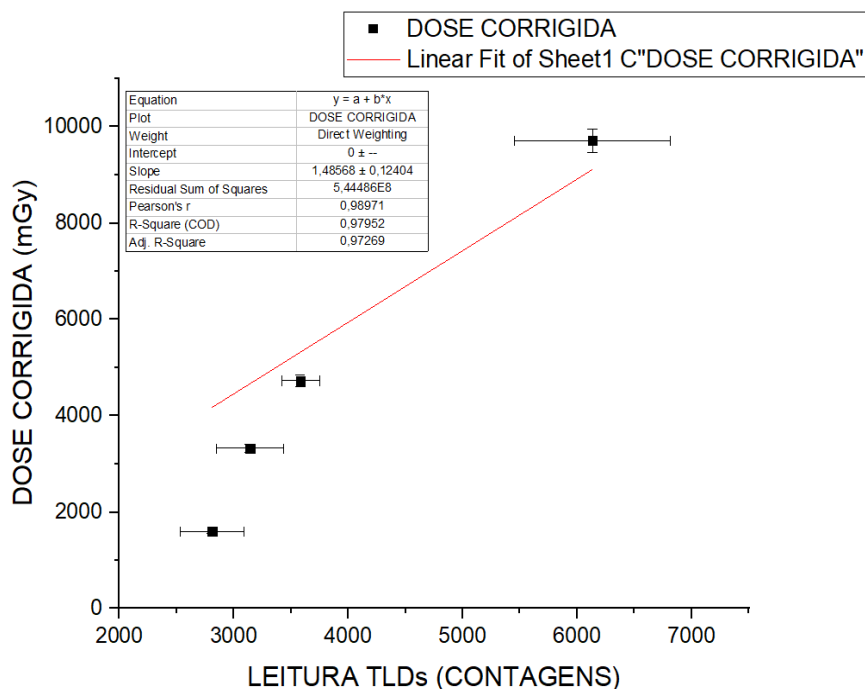


Gráfico 4 - Curva de calibração lote MTS Transparente

4.2 DOSE EQUIVALENTE

Os resultados obtidos das doses absorvidas transformados em dose equivalente e efetiva podem ser observados nas tabelas a seguir.

A tabela 10 apresenta os resultados das doses recebidas pelo cristalino para todos os exames realizados.

Tabela 10 - Doses recebidas em região de cristalino

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	26,5 ± 2,6	30,9 ± 1,94
Tórax	0,4 ± 0,1	0,5 ± 0,04
Abdômen	0,2 ± 0,05	0,3 ± 0,03
Coronárias	0,5 ± 0,03	0,1 ± 0,04

Como esperado, a maior dose recebida pelo cristalino acontece durante os exames de crânio em que no equipamento da GE a dose é 16,4% mais alta que no equipamento Siemens. A dose mais baixa recebida pelo cristalino é no protocolo de coronárias no equipamento da GE. A diferença de 283,0% dessa dose nos dois equipamentos está relacionada principalmente ao uso de protocolos com energias e parâmetros diferentes, além da diferença na tecnologia entre os dois equipamentos.

Cabe ressaltar que apesar da ferramenta de OSM a dose no equipamento da GE para o protocolo de crânio se manteve mais alta que o recebido pelo equipamento da Siemens. Caso o paciente realize outros exames utilizando raios X na mesma região, a contribuição individual de cada exame deve ser considerada.

Considerando uma dose mínima de 0,5 Sv em uma única exposição para a ocorrência de algum efeito biológico em região de cristalino, percebe-se que seria necessária uma dose pelo menos quinze vezes mais alta que a maior dose recebida nos testes.

Na tabela 11 estão representados os valores de dose equivalente obtidos na tireoide nos quatro protocolos utilizados.

Tabela 11 - Doses recebidas em região de tireoide

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	0,75 ± 0,53	2,03 ± 0,2
Tórax	15,01 ± 0,56	9,84 ± 0,65
Abdômen	1,28 ± 0,15	0,95 ± 0,1
Coronárias	1,25 ± 0,12	0,37 ± 0,05

A maior dose recebida pela tireoide foi no protocolo de tórax no equipamento da Siemens que ultrapassa o resultado obtido na GE em 52,5%. Já a menor dose foi registrada no protocolo de coronárias do equipamento GE que é 70,4% mais baixa que a dose no equipamento Siemens.

A tabela 12 apresenta resultados de dose para a região das mamas.

Tabela 12 - Doses recebidas em região de mamas

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	0,39 ± 0,1	0,68 ± 0,07
Tórax	6,04 ± 0,5	3,04 ± 0,22
Abdômen	4,78 ± 0,3	8,77 ± 0,7
Coronárias	18,81 ± 1,33	5,18 ± 0,26

Na região das mamas, a maior dose recebida foi do protocolo de coronárias no tomógrafo da Siemens, que está aproximadamente 264,0% mais alta do que no equipamento da GE. Devido à área de irradiação ser mais colimada e longe das mamas, o protocolo de crânio da Siemens foi o que registrou a menor dose no órgão. O valor dose na Siemens é 42,7% menor do que no tomógrafo da GE. A mama é um órgão com uma radissensibilidade elevada na idade reprodutiva da mulher e com um fator de risco grande. Após os 40 anos as mulheres começam a realizar mamografias, o que aumenta a exposição da mama elevando o risco de efeitos biológicos. Cabe ressaltar a importância de manter a dose a mais baixa possível principalmente em exames em que a mama se encontra dentro da região exposta como é o caso do exame de tórax e coronárias.

Nas tabela 13 e 14 estão os valores obtidos para dose em gônadas feminina e masculina, respectivamente.

Tabela 13 - Doses recebidas em região de gônadas feminina

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	0,08 ± 0,05	0,44 ± 0,08
Tórax	0,26 ± 0,05	0,36 ± 0,03
Abdômen	7,91 ± 0,6	12,45 ± 1,23
Coronárias	0,65 ± 0,05	0,3 ± 0,04

Tabela 14 - Doses recebidas em região de gônadas masculinas

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	0,07 ± 0,06	0,51 ± 0,03
Tórax	0,20 ± 0,09	0,20 ± 0,02
Abdômen	7,38 ± 0,9	13,16 ± 1,51
Coronárias	0,54 ± 0,04	0,25 ± 0,06

Assim como esperado, as doses recebidas pelas gônadas femininas e masculinas são maiores no protocolo de abdômen, sendo as maiores doses recebidas do tomógrafo GE, com um valor 57,5% maior que no da Siemens para as femininas e 78,3% para as masculinas. O protocolo de crânio da Siemens foi o que apresentou a menor dose nas duas regiões, com um valor 81,82% menor que no equipamento da GE para as gônadas femininas e 86,25% para as masculinas. Os resultados obtidos para as duas regiões foram próximos devido a proximidade das duas. Levando em consideração a dose mínima necessária em uma única exposição para diminuir temporariamente a contagem de espermatozoides de 0,15 Gy, que equivale a uma dose pelo menos dezoito vezes maior que a dose mais alta medida nos testes, e para causar esterilidade na mulher a dose absorvida deve ser de pelo menos 3 Gy, o que equivale a uma dose duzentos e trinta vezes maior que a dose mais alta recebida pelas gônadas femininas nos testes, as doses recebidas pelos órgãos nos testes é considerada segura.

Na tabela abaixo (tabela 15) encontram-se os valores aproximados de dose para entrada na pele.

Tabela 15 - Doses recebidas em entrada da pele

Protocolo	Dose equivalente Siemens (mSv)	Dose equivalente GE (mSv)
Crânio	13,44 ± 2,21	19,02 ± 1,59
Tórax	6,34 ± 0,57	3,49 ± 0,34
Abdômen	8,26 ± 0,69	8,43 ± 0,8
Coronárias	21,79 ± 5,54	6,79 ± 0,56

Para o equipamento da GE observa-se uma dose maior de entrada da pele nos protocolos de crânio (aproximadamente 41,5%) e de abdômen (aproximadamente 2,0%). Nos protocolos de tórax e coronárias a dose é maior na Siemens em aproximadamente 81,6% e 221,0%, respectivamente.

Podemos perceber que mesmos os órgãos distantes das regiões examinadas recebem uma quantidade de dose, o que é explicado pelo espalhamento interno que ocorre em cada exposição.

4.3 DIFERENÇA DE DOSE COM E SEM FILTRO ODM

Foram realizadas medições de dose para os protocolos de crânio e tórax com e sem a utilização do filtro especial ODM existente no equipamento GE *Revolution*, com o objetivo de avaliar a efetividade dessa ferramenta para baixar dose em região de cristalino e mamas. Os protocolos que fazem o uso desse filtro são os de crânio para o cristalino e tórax para as mamas.

Os resultados de doses obtidas no cristalino para o protocolo de crânio e em mama para o protocolo de tórax estão representados na tabela 16.

Tabela 16 - Doses medidas para Cristalino e Mama nos protocolos de crânio e tórax

	Com filtro ODM (mGy)	Sem filtro ODM (mGy)
Crânio (cristalino)	30,59 ± 1,94	29,95 ± 1,65
Tórax (mama)	3,04 ± 0,22	3,2 ± 0,73

Se consideradas as margens de erro das medidas, os resultados obtidos com filtro e sem o filtro ativados podem ser equivalentes.

Para as doses medidas no isocentro da exposição (tabela 17), no protocolo de crânio, se considerada as margens de erro a dose recebida com e sem filtro são equivalente. Já a dose no protocolo de tórax está maior em pelo menos 18% quando realizada a exposição sem o filtro ODM em comparação com a exposição com filtro se considerado o maior erro da dose com o filtro e o menor erro da dose sem o filtro.

Tabela 17 - Doses de entrada na pele

	Com filtro ODM (mGy)	Sem filtro ODM (mGy)
Crânio	19,02 ± 1,59	21,96 ± 3,08
Tórax	3,49 ± 0,34	4,86 ± 0,34

Nota-se que os valores de dose obtidos utilizando o filtro ODM e com o filtro desligado são próximos. Nas medidas de dose de entrada na pele pode-se observar a redução da dose quando aplicado o filtro apenas para o protocolo de tórax.

Quando analisadas as medidas de CTDI_{vol} e DLP adquiridas para a exposição com e sem o filtro (tabela 18), percebe-se que a variação entre elas é mínima, o que significa que o filtro pode não estar funcionando corretamente. Para uma melhor avaliação dessa ferramenta, sugere-se que seja chamado o fabricante para analisar a utilização dessa ferramenta e que sejam realizados novos testes para reavaliar os resultados de dose obtidos com o uso do filtro.

Tabela 18 - Medidas de CTDI_{vol} e DLP com e sem o filtro ODM

	CTDI vol		DLP	
	Com filtro ODM (mGy)	Sem filtro ODM (mGy)	Com filtro ODM (mGy.cm)	Sem filtro ODM (mGy.cm)
Crânio	50,4	50,4	958,0	958,5
Tórax	9,9	4,0	155,1	146,8

4.4 DISTRIBUIÇÃO DE DOSE ABSORVIDA

Foram comparadas as distribuições de dose absorvida e nos órgãos radiosensíveis em cada equipamento, para cada protocolo utilizado.

Assim como esperado a dose recebida por um paciente em um exame de crânio é maior em região de cristalino, que está dentro da região a ser examinada, como pode ser observado no gráfico 5. Com relação a radiação espalhada, a

tireoide, que está mais próxima da região do crânio é o órgão que recebe mais radiação secundária. Já as gônadas que estão mais afastadas da região de interesse, recebem menos dose. Pode-se observar que a dose absorvida no equipamento da GE é maior do que a absorvida no equipamento da Siemens em todas as regiões.

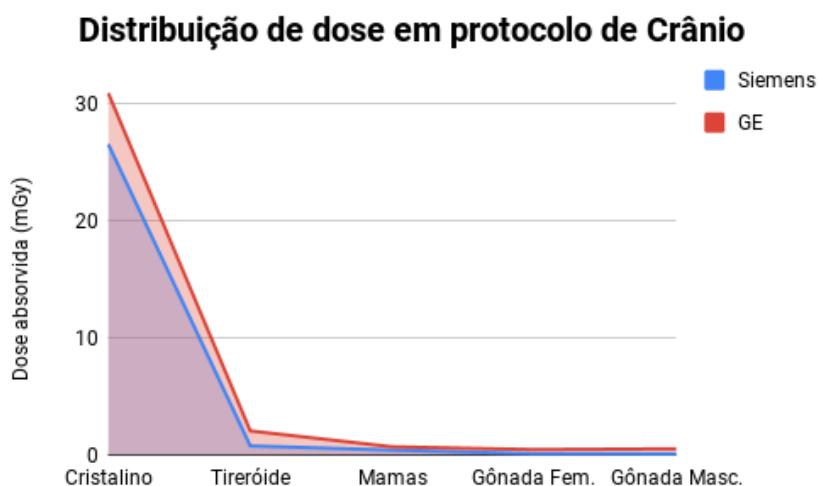


Gráfico 5 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Crânio

Para o protocolo de Tórax observa-se uma dose absorvida concentrada na região da tireoide (gráfico 6). Nas demais regiões, a radiação secundária recebida é reduzida. No equipamento da Siemens a dose é elevada em relação ao equipamento da GE em quase todas as regiões, com exceção do cristalino e gônadas feminina.

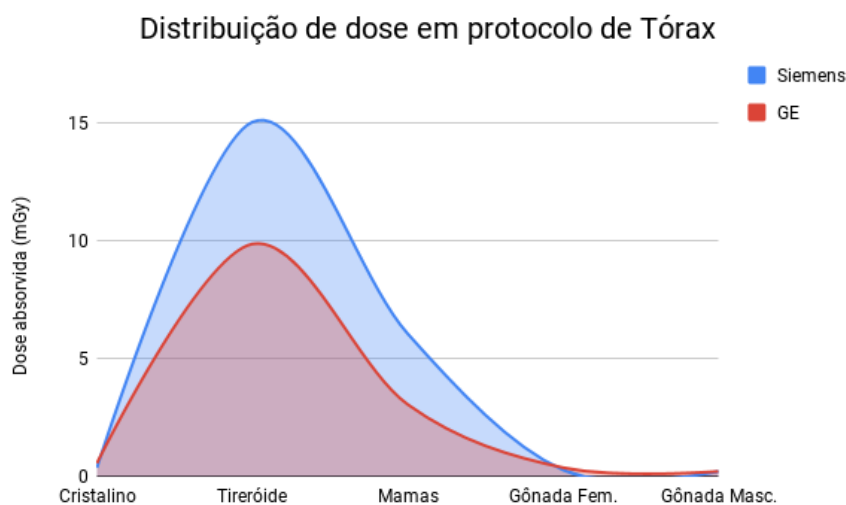


Gráfico 6 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Tórax.

Para o protocolo de abdômen, foi observado uma distribuição de dose absorvida com valores mais elevados em região de gônadas (gráfico 7). As mamas são os órgãos que recebem maior dose depois das gônadas e os demais recebem uma baixa radiação espalhada. Como pode ser observado, a única região com as doses mais altas no equipamento da Siemens é na tireoide, nas demais regiões a dose é maior no equipamento da GE.

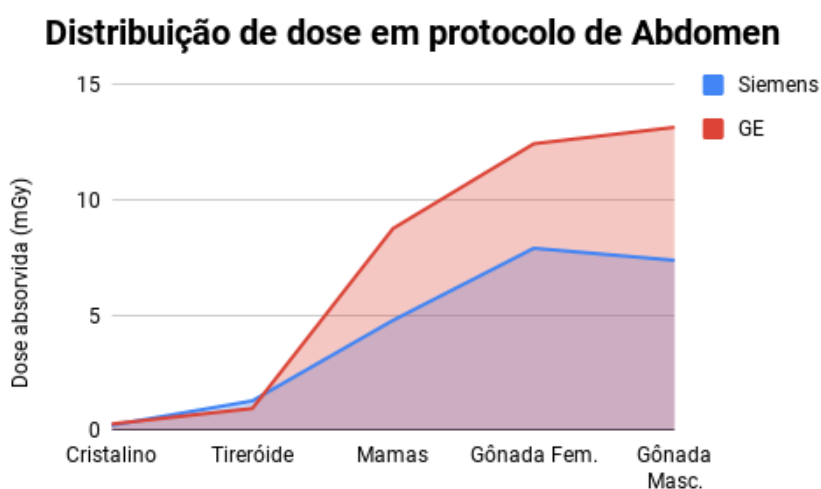


Gráfico 7 - Distribuição de dose absorvida em protocolo de Abdômen

No protocolo de coronárias percebe-se a diferença acentuada principalmente da dose na região de mamas que estão dentro da área a ser examinada (gráfico 8). Essa diferença acentuada deve-se ao fato de que nos dois equipamentos são utilizados protocolos com parâmetros diferentes, incluindo um kV mais elevado no Siemens e diferença de tecnologias, o que influencia na dose absorvida resultante. Os exames de coronárias são realizados no equipamento da Siemens somente se o tomógrafo da GE não estiver operacional. Essa conduta foi estabelecida pela equipe médica devido à dose reduzida no equipamento da GE e a maior qualidade de exame apresentada por esse equipamento. O protocolo de coronárias do equipamento Siemens pode ser otimizado com o objetivo de diminuir a dose total recebida pelo paciente sem comprometer a qualidade do exame.

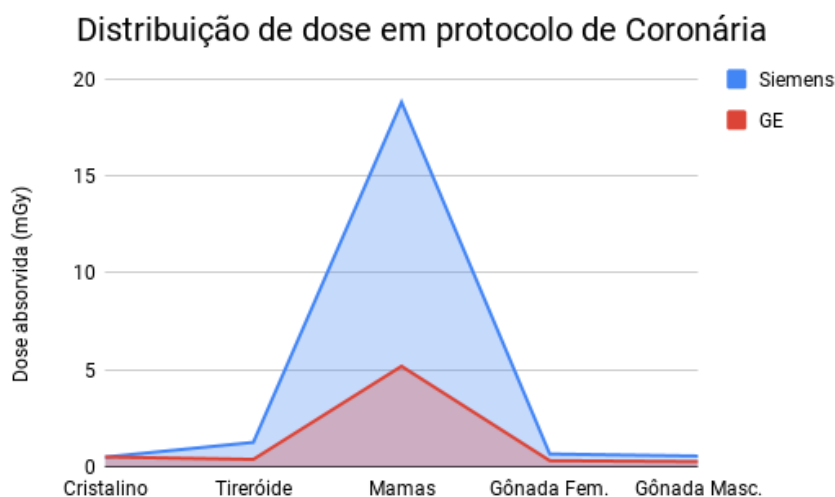


Gráfico 8 - Distribuição de dose absoluta em protocolo de coronárias

Quando analisadas as leituras dos dosímetros colocados no isocentro da área de irradiação para cada exame, observa-se uma dose maior recebida pelo paciente nos protocolos de crânio e abdômen no equipamento da GE, assim como foi observado por meio dos gráficos de distribuição de dose e pela dose efetiva calculada através da DLP. O protocolo de tórax foi responsável por uma maior dose no equipamento da Siemens. A maior diferença observada nos dois equipamentos foi no protocolo de coronárias, que se deve ao uso de parâmetros diferentes no equipamento da Siemens, incluindo o kVp mais alto, devido às restrições apresentadas pelo próprio equipamento nessa modalidade de exame e definição da equipe médica.

4.4 MEDIDAS DE DLP E $CTDI_{VOL}$

As medidas de DLP e $CTDI_{VOL}$ realizadas pelos equipamentos foram comparadas com os valores que encontramos nas recomendações europeias para tomógrafos *multi slice* (BONGARTZ *et al*, 2004). Foram comparados também com trabalhos de pesquisas realizadas em alguns países como Noruega (FRIBERG *et al*, 2009), Suíça (TREIR *et al*, 2010), Alemanha (BFS, 2010), Irlanda (FOLEY *et al*, 2012) e no Reino Unido (SHRIMPTON *et al*, 2003). Para o protocolo de coronárias não foram encontrados resultados para comparação, apenas para regiões do crânio, tórax e abdômen. Na tabela 19 pode-se observar os valores de $CTDI_{VOL}$ e de

DLP estabelecidos na literatura e os valores obtidos para os protocolos de crânio, tórax e abdômen nos equipamentos da Siemens e da GE.

Tabela 19 - Valores de CTDIvol (mGy) e de DLP (mGy cm) encontrados na literatura

	Crânio		Tórax		Abdômen		
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	
BONGARTZ <i>et al</i> , 2004	60	990	12	430	16	726	
SHRIMPTON <i>et al</i> , 2003	100	930	14	580	14	560	
FRIBERG <i>et al</i> , 2009	75	1000	15	400	15	710	
TREIR <i>et al</i> , 2010	65	1000	10	400	15	650	
BFS, 2010	65	950	12	400	20	900	
FOLEY <i>et al</i> , 2012	66	940	11	390	12	600	
Este trabalho	Siemens	17,1	521	12,3	406	10,4	395
	GE	50,4	958,0	3,9	154,3	7,3	411,6

Observando os resultados obtidos para o protocolo de crânio nos dois equipamentos, os valores de CTDIvol para o equipamento da Siemens é 66 % menor em relação ao equipamento da GE. O equipamento Siemens apresenta um valor de CTDIvol 250,1% e GE com 19,0% abaixo do menor resultado encontrado nos demais estudos (gráfico 9).

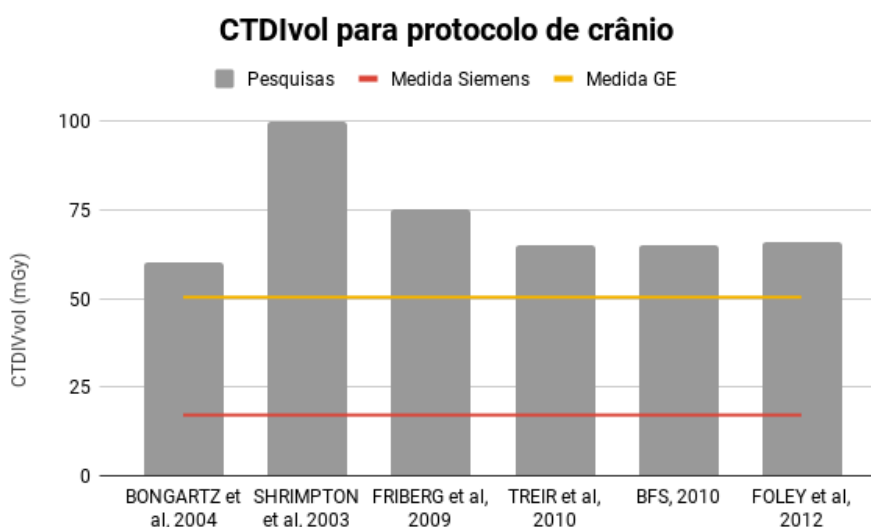


Gráfico 9 - CTDIvol para protocolo de crânio

A medida de DLP adquirida no protocolo de crânio no equipamento da Siemens foi 45,6% menor em relação ao da GE. Comparando com os estudos internacionais, no equipamento da Siemens o DLP se mantém 44,0% abaixo do menor valor encontrado, porém o equipamento da GE ultrapassa em 3,0% esse valor (gráfico 10).

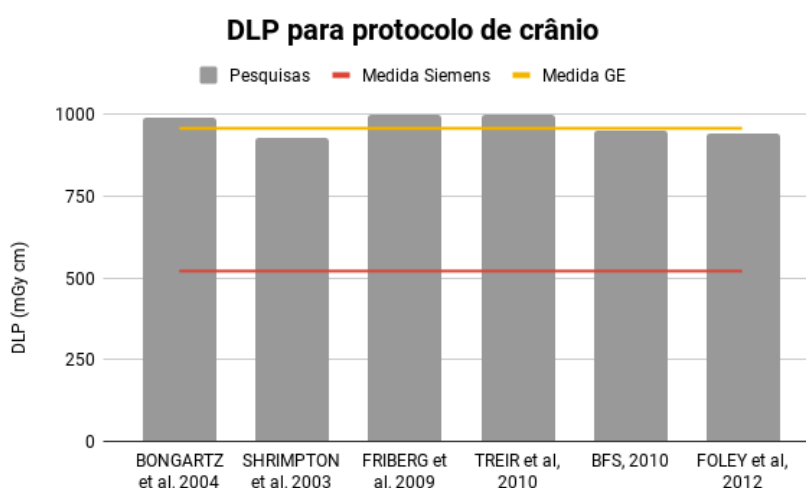


Gráfico 10 - DLP para protocolo de crânio

No protocolo de tórax, a medida de CTDIvol para o equipamento GE é 67,9% inferior em relação ao equipamento da Siemens. Quando comparadas com os valores encontrados na literatura, pode-se observar que o valor no equipamento da GE tem o melhor desempenho possuindo CTDIvol 153,2% inferior ao menor resultado dos demais trabalhos; já o da Siemens apresenta um resultado 22,9% acima destes (gráfico 11).

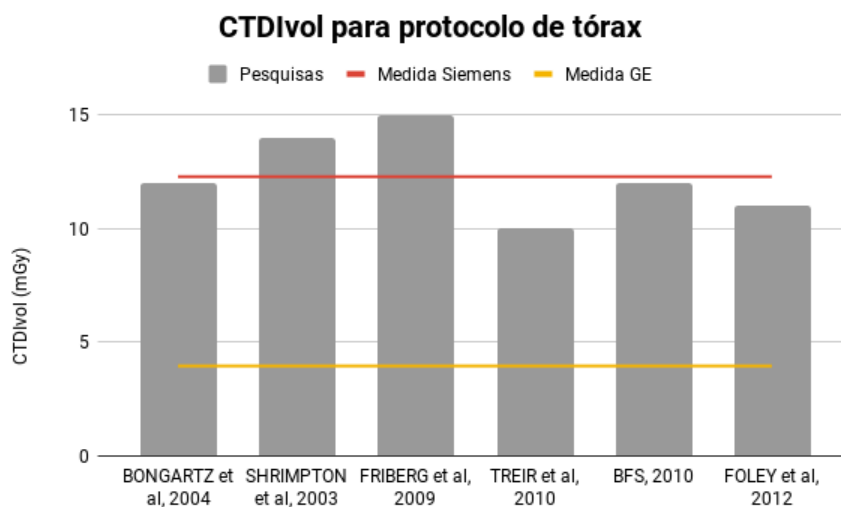


Gráfico 11 - CTDIvol para protocolo de tórax

O valor de DLP medido no tomógrafo da GE se manteve abaixo do valor encontrado no Siemens em 62,0% para o protocolo de tórax. O equipamento da Siemens ultrapassa em 4,1% o menor resultado e o da GE se mantém abaixo do melhor resultado dos outros estudos em 60,5% (gráfico 12).

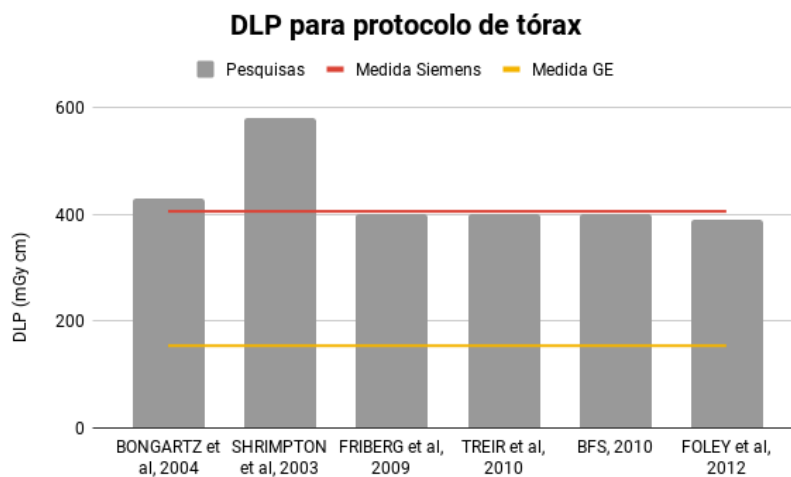


Gráfico 12 - DLP para protocolo de tórax

O resultado obtido de CTDIvol no protocolo de abdômen possui valor 30,0% menor no tomógrafo da GE em relação ao da Siemens. Entretanto, os dois equipamentos deste estudo obtiveram os menores resultados: GE com CTDIvol

65,5% e Siemens 15,9% abaixo do melhor resultado publicado nos demais estudo (gráfico 13).

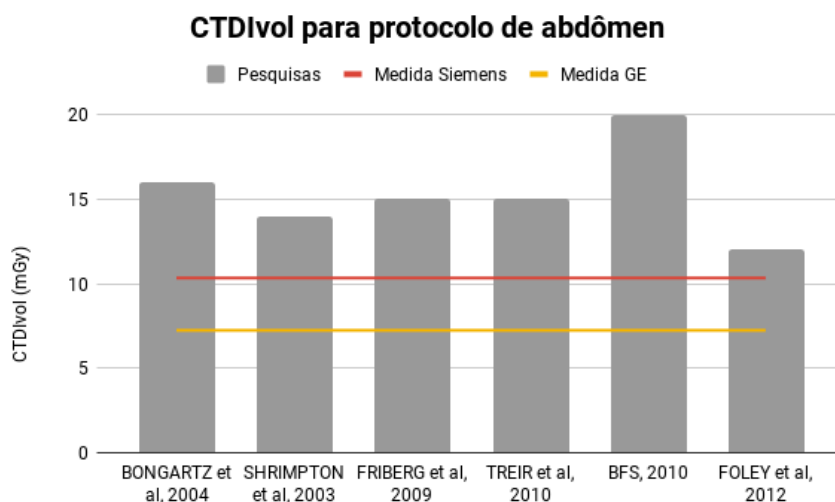


Gráfico 13 - CTDIvol para protocolo de abdômen

As medidas de DLP do protocolo de abdômen encontradas para os dois equipamentos foram próximas e se mantiveram abaixo dos valores definidos pelos estudos internacionais realizados em 29,5% no Siemens e 26,5% na GE. Entre os dois equipamentos o valor da Siemens ficou 4,0% abaixo que o da GE. (gráfico 14).

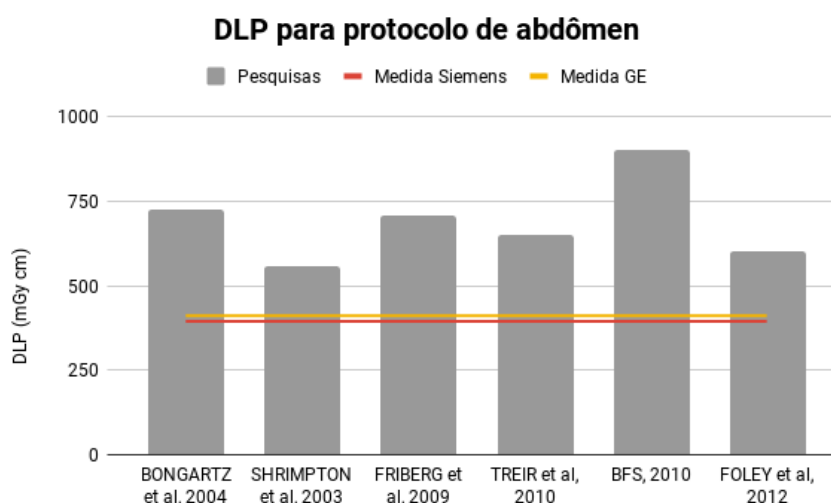


Gráfico 14 - DLP para protocolo de abdômen

Para o protocolo de crânio os valores de CTDIvol estão menores que o da ACR em 78,6% na Siemens e 37,2% na GE. Já para o protocolo de abdômen, na Siemens o CTDIvol é 65,5% menor que o estipulado pela ACR, e na GE é 75,8% menor (gráfico 15).

O ACR (colégio americano de radiologia) definiu valores de aceitação (tabela 20) para CTDIvol nos exames de crânio e abdômen baseados em uma análise detalhada do dados coletados de dose e qualidade da imagem durante três anos de um programa de acreditação. Esses requisitos e recomendações consideram a quantidade de radiação necessária para se obter uma qualidade de imagem adequada (ACR, 2019).

Tabela 20 - Valores de referência e aceitação da ACR

Exame	Valores de referência CTDIvol (mGy)	Crítérios para aceitação CTDIvol (mGy)
Crânio	75	80
Abdômen	25	30

Fonte: ACR, 2019.

De acordo com os valores de referência e de aceitação de CTDIvol nos protocolos de crânio e abdômen desenvolvidos pela ACR, se os dois equipamentos fossem submetidos a testes de aceitação seriam aprovados (gráfico 15).

Valores de CTDIvol para crânio e abdômen comparados com o ACR

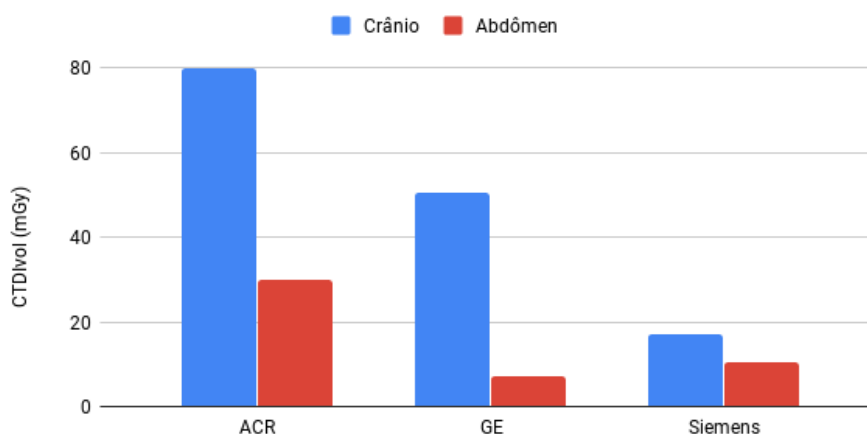


Gráfico 15 - Valores de CTDIvol para crânio e abdômen comparados com o ACR

Para os valores obtidos de CTDIvol e de DLP, comparando-se os equipamentos Siemens e GE utilizados neste trabalho, e considerando-se a diferença de 6 anos entre eles, número e tecnologia dos detectores, pode-se concluir que o desempenho de ambos os equipamentos, comparados com os estudos apresentados, tiveram um desempenho adequado. Cabe ressaltar que ambos os equipamentos Siemens e GE estão instalados em clínica de diagnóstico com rigoroso controle de qualidade. Os protocolos são aplicados sempre considerando-se um balanceamento entre dose e qualidade da imagem. No tomógrafo Siemens foram realizadas diversas otimizações no protocolo de crânio, e o resultado do CDTI obtido demonstra isso. A qualidade da imagem clínica ainda atende às exigências dos médicos radiologistas. O sistema da GE também foi otimizado pela equipe técnica da clínica. Não são utilizados os protocolos originais sugeridos pela GE. Com os resultados deste trabalho comparando com os demais estudos, pode-se concluir que os protocolos utilizados estão de acordo com os valores obtidos em países com maior histórico em aplicar protocolos dentro do princípio ALARA. E há ainda mais oportunidades de otimização.

Na tabela 21 podemos observar os valores de dose efetiva de corpo inteiro calculados através da DLP para os exames de crânio, tórax, abdômen e coronárias.

Tabela 21 - Dose efetiva calculada pelo DLP

	Dose efetiva por DLP (mSv)			
	Crânio	Tórax	Abdômen	Coronárias
Siemens	1,20	7,71	6,72	10,19
GE	2,20	2,93	7,00	1,34

Os resultados de dose efetiva obtidos através do cálculo com a DLP nos confirma que os protocolos de crânio e abdômen possuem uma dose mais elevada no equipamento da GE, enquanto o protocolo de tórax e coronárias têm uma dose maior no equipamento da Siemens.

Para uma exposição de corpo inteiro a norma da CNEN 3.01 recomenda que a dose efetiva máxima de corpo inteiro de um indivíduo público não ultrapasse 1

mSv ao ano. Sabemos que esse valor não se aplica a exposição médica, porém como comparativo é possível observar que os valores medidos confrontados com esse limite são maiores em todos os protocolos para os dois equipamentos. Os protocolos em que se percebe uma diferença são os de tórax e abdômen da Siemens e o de Abdômen da GE.

Mesmo não existindo limites para a exposição médica é importante realizar avaliações como a deste trabalho, para que seja possível quantificar os valores das doses recebidas pelos pacientes e órgãos nos exames buscando sempre a otimização ao máximo das práticas, aumentando a proteção radiológica do paciente, realizando melhorias em protocolos, diminuindo a repetição de exames ou *scout*, limitando da zona de *scout* ao mínimo necessário.

5 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi realizar medições de dose em órgãos radio sensíveis, utilizando um *phantom* antropomórfico e TLDs, em dois equipamentos de tomografia computadorizada.

Nos resultados de dose equivalente, observou-se que o cristalino é o órgão que recebe a dose mais elevada nos dois equipamento, ambos no protocolo para crânio. No tomógrafo da GE essa dose em cristalino é de aproximadamente 30,9 mSv e no tomógrafo da Siemens é de 26,5 mSv.

Foram realizadas exposições utilizando o filtro de modulação de dose (ODM) existente no equipamento da GE e habilitados nos protocolos de crânio e tórax durante a aplicação do equipamento. Posteriormente, essas mesmas exposições foram repetidas, porém com o filtro desabilitado. Os resultados mostram que a redução de dose extra aplicada a órgãos radio sensíveis que é um diferencial do fabricante pode não estar sendo utilizada adequadamente. Sugere-se que seja contatado o fabricante para avaliação do uso da ferramenta e que os testes sejam repetidos para verificar novamente se a redução de dose é efetiva.

Como esperado, a distribuição de dose nos órgãos radio sensíveis para os dois equipamentos foram similares. Entretanto, o valor absoluto da dose variou de acordo com o fabricante e protocolo utilizado.

Levando em consideração os resultados estudados pode-se perceber que os protocolos de crânio no equipamento da GE e de tórax e coronárias no equipamento da Siemens possuem uma dose efetiva de corpo inteiro mais elevada.

Com os resultados obtidos de CTDIvol e de DLP, pode-se concluir que o desempenho de ambos os equipamentos, comparados com os estudos apresentados, obtiveram um desempenho compatível com os limites de dose estabelecidos.

Há diferenciais tecnológicos nos dois equipamentos. O equipamento da GE dispõe de método de reconstrução iterativa, que combina vários métodos de reconstrução de imagem, o que produz uma imagem com maior qualidade, diminuindo a necessidade de novas aquisições e como consequência, pode diminuir a dose que o paciente recebe.

Uma das limitações para analisar os resultados foi a inexistência de trabalhos publicados sobre medidas de dose nos órgãos radio sensíveis em tomógrafos

similares aos utilizados nesse trabalho. Portanto, decidiu-se comparar os protocolos usados entre os dois equipamentos e a dose que o paciente recebe em cada um para uma posterior otimização, visando minimizar a dose no paciente mantendo-se a qualidade do exame.

REFERENCIAS

AAPM, The American Association of Physicists in Medicine. **The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in TC**, AAPM Report NO 96. American Association of Physicists in Medicine Publishing. College Park, MD. 2008

ACR. American College of Radiology. **CT Accreditation Program Requirements**. Disponível em: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/CT/Requirements.pdf?la=em>. Acesso em janeiro de 2019.

AHMED, Syed N. **Physics and Engeneering of Radiation Detection**. 1. ed. San Diego: Elsevier, 2007

AICHINGER, H. D, J. **Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology**. 2 ed. Springer, 2012.

AMERICAN THYROID ASSOCIATION. **Thyroid cancer (Papillary and follicular)**. Disponível em : https://www.thyroid.org/wp-content/uploads/patients/brochures/ThyroidCancer_brochure.pdf Acesso em: 10 de Nov. 2018.

ANDRADE, Edson R. de, BAUERMAN, Liliane de F. **Introdução à radiobiologia: conexões bioquímicas e biomoleculares**. Editora UFSM. Rio Grande do Sul - Brasil, 2010.

ATTIX, Frank H. **Introduction To Radiological Physics And Radiation Dosimetry**. Weinheim: Wiley-VCH, 2004.

BAERT, A. .L, KNAUTH, M. e SARTOR, K.. **Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography**, 1st ed. Germany, Springer-Verlag, 2007.

BARSANELLI, Cristiane. **Metodologia de calibração de dosímetros termoluminescentes**. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2003.

BFS. Federal Office for Radiation Protection. **Notice of diagnostic reference levels for radiology and nuclear medicine examinations**. [In German.] Salzgitter, Germany: Federal Office for Radiation Protection; 2010

BONGARTZ, G.; GOLDING, S. J.; JURIK, A. G. et al. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. EUR 16262. The European Commission's Study Group on Development of Quality Criteria for Computed Tomography. Luxembourg, Luxembourg: European Commission, 2000.

_____. **European guidelines for multislice computed tomography**. Brussels, Belgium: European Commission, 2004.

BOS, Adrie J.J., **Theory of Luminescenc**. Radiation Measurements, v. 41, pp. 45-56, 2007.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. 1º de junho de 1998. Brasília: Diário Oficial da União, 2 de junho de 1998.

BRENNER, David J.; HALL, Eric J. **Computed Tomography**: An Increasing Source of Radiation Exposure. N Engl J Med 2007;357:2277-84.

BRIX, G. et al. **Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study**. European Radiology, v. 14, p. 1275-1284, 2004.

BROOKS, S. L. **Computed tomography**. Dent Clin North Am. 1993 Oct;37(4):575-90.

BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology and protection**. 10.ed. Mosby, 2013.

CAMERON, John R., SUNTHARALINGAM, Nagalingam. e KENNEY, Gordon N., **Thermoluminescent Dosimetry**, The University of Wisconsin Press, Madison, USA, 1968

CAMPOS, Leticia L. **Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação**. Cerâmica vol.44 n.290 São Paulo Nov./Dec. 1998.

CAMPOS, Leticia L.; LIMA, Marina F **Dosimetric properties of CaSO₄:Dy + Teflon pellets produced at IPEN**. Radiol. Prot. Dosim. V. 14, n. 4, p. 333, 1986

CAPELETI, Felipe F. **Dosimetria em tomografia computadorizada e avaliação do perfil de dose empregando dosímetro Fricke gel e a técnica de imageamento por ressonância magnética.** Dissertação. Universidade de São Paulo. 2014

CARVALHO, Antonio C. P. **História da tomografia computadorizada.** Rev. Imagem, v. 29, n. 2, p. 61-66, 2007.

CIERNIAK, Robert. **X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering.** Londres: Springer-Verlag London, 2011.

CHRISTNER J. A. *et al.* **Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning.** Apr;194(4):881-9, 2010.

CNEN NE-3.01. **Diretrizes Básicas de Radioproteção.** 121 p. Rio de Janeiro: D.O.U, março 2014.

DA ROSA, Luiz A. R., **Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica,** Instituto de Radioproteção e Dosimetria – CNEN, Rio de Janeiro, 2001.

EGGERMONT, Gilbert *et al.* **Dose relationship energy response and rate dependence of LiF-100, LiF-7 and CaSO₄-Mn from 8 keV to 30 MeV.** In: 3rd International Conference On Luminescence Dosimetry, October 11-14, 1971.

FILIPOV, Danielle, SCHELIN, Hugo. R., TILLY JUNIOR, Joao G. **Comparação da curva de rendimento de um aparelho de raios X pediátrico utilizando dosímetros termoluminescentes e câmara de ionização cilíndrica.** International Joint Conference RADIO 2014. Rio Grande do Sul, 2014.

FOLEY, Shane J., MCENTEE, Mark F., RAINFORD, Louise A. **Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland.** British Journal of Radiology. 85, 1390–1397 (2012)

FORSHER, Steve. **Essentials of Radiation Biology and Protection.** Canada : Delmar, 2002.

FRIBERG, Eva G. , WIDMARK Anders , RYSTE HAUGE Ingrid H. **National collection of local diagnostic reference levels in Norway and their role in**

optimization of X-ray examinations. Østerås, Noruega: Norwegian Radiation Protection Authority; 2009.

GENERAL ELECTRIC. **Revolution CT User Manual.** Revisão 1.2014

GOLDMAN, Lee W. **Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality.** Journal of Nuclear Medicine Technology, v. 36, n. 2, p. 57-68, 2008

HASABELRASOUL, Hiaty A. **Estimation of uncertainty in TLD calibration.** 2013. 42 f. Dissertação (Mestrado em radiação e proteção ambiental), Academia de ciência do Sudão, 2013

ICRP. International Commission On Radiological Protection. **Recommendations of the International Comission on Radiological Protection,** ICRP Publication 26, International Comission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon Press, 1977.

_____. Publication 73. **Radiological Protection and Safaty in medicine - Annals of the ICRP Vol. 26 No. 2.** Oxford: Pergamon Press, 1996.

_____. **Recommendations of the International Comission on Radiological Protection,** ICRP Publication 103, International Comission on Radiological Protection. Elsevier, 2007

_____. **Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60.** ICRP Publication 119. ICRP, v. 41, n.1, 2012.

ICRU. International Commission On Radiation Units And Measurements. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation:** ICRU report n. 85, vol. 11, n.1, 2011

IMPACT. **Technology Update: Multi-Slice CT Scanners,** 2ed. n.1, 2002.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil .** Coordenação de Prevenção e Vigilância. – Rio de Janeiro, 2017

JUNIOR, Sielso B. P. **Avaliação da exposição na região dos olhos e do pescoço em pacientes submetidos a exame periapical completo.** 2006. 103 p. Dissertação

(Mestrado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006

KALENDER, Willi. A. **Computed Tomography: fundamentals System Technology**. Image Quality, applications. 2. ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005

_____. A. **X-ray computed tomography** . Institute of Medical Physics, University Erlangen-Nuernberg, Henkestr. 91, D-91052 Erlangen, Germany, 2006

LEAL, Marcela A. **Procedimentos para dosimetria in vivo com tld-100 e diodos semicondutores em tratamento de câncer na região pélvica com feixes externos de fótons**.172p. Dissertação (Doutorado em Engenharia Nuclear) Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

MARTIN, Colin J. **Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures**. Radiat Prot Dosimetry 128(4): 389-412, 2008.

MATHERS, C. D. et al. **Global burden of disease in 2002**: data sources, methods and results. Geneva: WHO, 2003. (Global programme on evidence for health policy discussion paper, v. 54).

MCKEEVER S W S. **Thermoluminescence of Solids**. Cambridge: Cambridge University Press.,1985.

MEDICINE AND HEALTH CARE PRODUCTS REGULATORY AGENCY, MHRA. **CT scanner automatic exposure control systems**. London: MHRA, 2005.

MEDEIROS, Joao. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computadorizada**. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra. Coimbra, 2009

METCALFE, Peter, KRON, Thomas, HOBAN, Peter. **The Physics of Radiotherapy X-rai s from Linear Accelerators**. Madison, WI: Medical Physics, 2007.

MOSCOVITCH Marko, HOROWITZ Y S. **Thermoluminescent materials for medical applications**: LiF:Mg, Ti and LiF:Mg, Cu, P. Radiation Measurements. 2007; 4171-77, 2007

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurement. **Exposure of the population in United States and Canada from natural background radiation.** NCRP Report No 49. 1987

NÓBREGA, Almir I. D. **Manual de tomografia computadorizada.** 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2005

OKUNO, E., et al., **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas.** Editora Harbra. São Paulo - Brasil, 1982

OKUNO, Emico. **Epidemiologia do câncer devido a radiações e a elaboração de recomendações.** Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):43-55.

OKUNO, Emico., YOSHIMURA, Elisabeth. **Física das Radiações.** Editora oficina dos textos. São Paulo - Brasil, 2010

PODGORSAK Ervin B. *et al.* **Radiation oncology physics : a handbook for teachers and student** . IAEA . Vienna, 2005.

RADPRO. **Radiation protection for the radiation professionals.** TLD material. Disponível em <<https://www.radpro-int.com/tld-1/tld-material/>>. Acesso em julho 2018.

RANDALL, John T. , WILKINS, Maurice H. F., **Phosphorescence and Electron Traps**,mln: Proceedings of Royal Society in London, A184, pp. 366-407, 1945

REINA, Thamiris R. **Avaliação de sistemas de controle automático de exposição em tomografia computadorizada.** Dissertação [Mestre em ciências]. USP, São Paulo, 2014.

ROMANS, Lois E. **Computed Tomography for Technologists:** A Comprehensive Text. Lippincott/Williams & Wilkins, 1ed. Baltimore:2011, 380p.

RSD. Radiation Support Devices Inc. **The Alderson Radiation Therapy Phantom.** Disponível em <http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm>. Acesso em julho de 2018.

SCAFF, Luiz A. M., **Bases Físicas para Técnicos.** Editora Projeto Saber. São Paulo, Brasil - 2008.

SCHARMANN, A., "History". In: Oberhofer, M., Scharmman, A. (Eds.). **Applied Thermoluminescence Dosimetry**, chapter 1, Bristol, UK, Adam Hilger Ltd, 1981.

SHANI,G. **Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods**. Department of Nuclear and Biomedical Engineering. Ben Gurion University. Beer Sheva, Israel. 2nd ed. 2001

SHRIMPTON PC , HILLIER MC , LEWIS MA , DUNN M . **National survey of doses from CT in the UK**. 2003.

STEPHEN W. S., MACKEEVER., MARKO MOSCOVITCH., PETER D. TOWNSEND., **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**, Nuclear Technology Publishing, Ashford, England, 1995.

Söderberg, M. & Gunnarsson, M. **The effect of different adaptation strengths on image quality and radiation dose using Siemens Care Dose 4D**. *Radiation Protection Dosimetry* **139**, 173–179 (2010).

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., DI PRINZIO, R., DI PRINZIO, M. A. R. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 10ª revisão abril/2014** - Rio de Janeiro - IRD/CNEN. 344p . 2014

TREIR R , AROUA A , VERDUN FR , SAMARA E , STUESSI A , TRUEB PR . **Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels**. *Radiat Prot Dosimetry* 2010.

TUBIANA, M. BERTIN, M. **Computed Tomography for Technologists**. Editora edições 70. São Paulo - Brasil, 1990.

UPTON, A. C. **The state of the art in the 1990's: NCRP Report No. 136 on the scientific bases for linearity in the dose-response relationship for ionizing radiation**. *Health Physics* v. 85, p. 15-22, 2003

VIEGAS, Claudio C. B. **Dosimetria In Vivo com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço**. 2003. 190 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2003.

_____. **Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para Feixes de Elétrons em Radioterapia**. Dissertação de D.Sc., Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.

XAVIER, Ana M., MORO, José T.; HEILBRON, Paulo F. **Princípios básicos de segurança e proteção radiológica**. 3.ed. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006

YU, C., LUXTON, G., **TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0,5cGy to 1000cGy**. Med. Phys. 26 (6), june 1999.

ZELIKMAN, M.; KRUCHININ, S.; BURASHOV, V. **How to estimate multislice ct effective dose more correctly**. Health Physics, v. 105, n. 6, p. 534-539, 2013. 38