

Reginaldo Gonçalves Leão Junior

***Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de
crânio por Tomografia Computadorizada***

Belo Horizonte

2012

Reginaldo Gonçalves Leão Junior

***Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de
crânio por Tomografia Computadorizada***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações.

Orientador Arnaldo Prata Mourão

Coorientador Arno Heeren de Oliveira

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

Belo Horizonte

2012

L437d Leão Júnior, Reginaldo Gonçalves

Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânio por tomografia computadorizada / Reginaldo Gonçalves Leão Júnior .— 2012

96 f., enc. il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Coorientador: Arno Heeren de Oliveira.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Inclui anexos.

Bibliografia: f. 94-95.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação – Dosimetria - Teses. 3. Tomografia – Teses. I. Mourão, Arnaldo Prata. II. Oliveira, Arno Heeren de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)

Aos meus pais e à Christina.

*"Se de algo me orgulho, é da plena consciência
de minha quase absoluta ignorância."*

Agradecimentos

Não há outra maneira de iniciar meus agradecimentos, que não seja citando o apoio imprescindível de meus pais Reginaldo e Rosângela. Foram eles canais da fortaleza de Deus se tornando, por meio dela, os pilares mais sólidos de minha vida até aqui, e não menos, neste conturbado período do mestrado. Neles expresso também o agradecimento a todos os meus familiares que sempre me apoiaram com suas palavras de motivação e orações. A todos minha eterna gratidão.

Agradeço o companheirismo e motivação de minha noiva Christina, nela, em não poucas vezes fui buscar forças para continuar firme em meus propósitos e, quanta vezes a ela recorri, tantas ela infalivelmente me valeu, de modo que se há alguma conquista; com ela partilho os poucos méritos que tenho.

Aos amigos, infundáveis amigos... Da vida, da graduação, do departamento de Engenharia Nuclear, meu muito obrigado. Sem o tempero que dão a vida, ela seria amarga demais para ser saboreada com o gosto que por ela sentimos.

Agradeço ao acolhimento de Rodrigo e Priscila, que em 2009 me ofereceram meu primeiro teto em Belo Horizonte. Além deles, agradeço a Tompson, sua esposa Gilza e a seu filho Benício, que também me acolheram em meus primeiros meses de mestrado. Que a proteção e suporte que me ofereceram naquele período incerto lhes sejam recompensadas de maneira igualmente avultada.

Aos companheiros de viagem, prontos a sempre me oferecem uma carona, Eduardo, Islei e Carlos Hector, meu muito obrigado.

Aos professores do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, por terem, antes de mais nada, me ensinado o caminho da maturidade acadêmica, aos quais agradeço na pessoal do Professor Dr. Arno Heeren de Oliveira, coorientador deste trabalho.

Agradeço muito especialmente, ao professor e orientador Dr. Arnaldo Prata, por sua presença em me ajudar em meus estudos sobre tomografia computadorizada e sua disposição durante as coletas de dados.

Agradecimentos

Agradeço a todos os funcionários dos serviços de radiodiagnóstico visitados, por serem sempre abertos às nossas visitas e se disporem a sacrificar um pouco de seu tempo de trabalho em prol deste projeto.

Ao Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear, no qual sempre encontrei as portas abertas e pronto auxílio técnico científico, sem o qual este trabalho não seria possível. Estendo meu agradecimento a todos os pesquisadores e colaboradores do CDTN na pessoa do Dr. Teogenes Augusto da Silva que mais proximamente esteve ligado ao desenvolvimento do trabalho.

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo financiamento do mestrado.

E finalmente agradeço a Deus detentor de todos os méritos, causa, motivo e razão de tudo o que antecede ou sucede estas linhas.

Resumo

Os exames de tomografia computadorizada, são utilizados atualmente como método de diagnóstico eficiente, confiável e não invasivo. No entanto, o uso de raios X para a obtenção das imagens causa um depósito de energia nos tecidos irradiados que pode ser potencialmente danoso. Deste modo, é importante conhecer os perfis de variações dosimétricas obtidos em uma varredura que, além de fornecerem um indicativo longitudinal da dose, possibilitam inferências importantes acerca do espectro de raios X nas diferentes profundidades do volume irradiado. Elas podem ser analisadas quando se compõe um perfil de distribuição em tons de cinzas ao longo de um filme radiocrômico, que escurece de maneira proporcional ao depósito de energia em seu comprimento.

A simulação da estrutura varrida, o crânio humano, foi feita por meio de um objeto cilíndrico composto de polimetilmetacrilato (PMMA). Um dos objetivos deste trabalho foi construir perfis de deposição das varreduras e as variações espectrográficas introduzidas pela interação com o PMMA, material este que possui características que se aproximam daquelas próprias do crânio humano. Os dados serviram como base para uma investigação mais aprofundada que buscou revelar as variações dosimétricas de varreduras de crânio quando feitas com o *gantry* perpendicular ao eixo de varredura ou inclinado, com o objetivo de evitar a irradiação direta nos cristalinos. Neste caso foram encontradas reduções de dose entre a primeira e a segunda técnica que foram em média de 89% ou 30 mGy em valores de dose reduzida. Ainda que os descritores de dose encontrados estejam dentro dos níveis de referência adotados, para todas as varreduras, nota-se que existe, ainda assim, a potencialidade de otimização da técnica das varreduras de crânio, haja vista que a segunda tem sido abandonada em favor da técnica com *gantry* sem inclinação, desde a popularização dos tomógrafos multicanaís, *Multidetector Computed Tomography* MDCT, com reconstrução multiplanar de imagens.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, varredura de crânio, dosimetria.

Abstract

CT scans are widely used today as a method of efficient diagnostic reliable and noninvasive. However, the use of X-ray, to obtain images causes an energy deposit in tissues that can be potentially harmful. Thus, is important to know dosimetric variation profiles obtained in a scanning, they, in addition to providing an indication of the longitudinal dose enable important inferences about the X-ray spectrum at different depths of the swept volume. It can be obtained when it comprises a distribution profile of along a radiochromic film, which darkens so proportional to the energy deposition in your length. The doses are extracted when the values of these profiles integral is compared with the gray levels obtained by another dosimetric method, which in this work was by using a pencil ionization chamber. The simulation of the scanned structure, the human skull, was performed with a cylindrical object compound of polymethylmethacrylate (PMMA). One of several objectives of this study was to build profiles with this feature, for the purpose of describing the scans in terms of its features dosimetric and changes spectrographic introduced by interaction with the PMMA, whose characteristics approaching those own the human skull. These data served as the background for a more significant investigation which sought to reveal the variations dosimetric scans of the brain when they are done with the gantry maintained perpendicular to the scanning axis or when the gantry is tilted, in order to avoid direct irradiation in the crystalline. In this case, dose reductions were found between the first and second technique on average 89% ou 30 mGy in dosimetric values. Although the dose descriptors are found within the reference levels, it is notable that there is potential for optimization of the technique of head scans, considering that the latter has been abandoned in favor of the technique with no gantry tilt since the popularization of MDCT devices with multiplanar fast reconstruction.

Keywords: Computed tomography, scan of the skull, dosimetry.

Lista de Figuras

- 2.1 Primeiro corte axial obtido de uma varredura de crânio alinhado com o forame magno p. 20
- 2.2 Corte de uma varredura de crânio, onde podem ser visto os bulbos oculares diretamente irradiados p. 20
- 2.3 Reconstrução volumétrica de varredura de crânio. Pele (a), tecidos ósseos (b) p. 21
- 3.1 Radiografia da mão de Albert Von Kolliker. p. 23
- 3.2 Cortes axiais de crânio. Matriz 80 x 80 (a). Matriz 512 x 512 (b). p. 24
- 3.3 Diagrama da relação $p(L) \times I$ p. 27
- 3.4 Representação do posicionamento dos detectores em relação ao feixe, ao longo do ciclo do tubo de raios X. Fonte: Godoi, 2009 p. 28
- 3.5 Representação das unidades de área, pixel, e volume, voxel, em um corte axial de Tomografia Computadorizada. p. 30
- 3.6 Sinal gerado pelo feixe transmitido em quatro ângulos (0° , 90° , 180° e 270°). Fonte: Godoi, 2009 p. 31
- 3.7 Vetor de dados, em escala de cinzas, obtido em uma projeção da Fig. 3.6. Fonte: Godoi, 2009 p. 31
- 3.8 Ilustração da composição de um senograma (a) e exemplos de senogramas de um objeto simulador (b) e de um corte axial da região abdominal (c). Fonte: Godoi, 2009 p. 32
- 3.9 Composição de matriz de multiplas projeções. Fonte: Godoi, 2009 p. 33
- 3.10 Corte axial da região abdominal, obtido pelo método da retroprojeção não filtrada. Fonte: Godoi, 2009 p. 33
- 3.11 Ilustração do aspecto somativo da retroprojeção. Fonte: Godoi, 2009 p. 34
- 3.12 Descrição do funcionamento do método ART. Fonte: Godoi, 2009. p. 35

Lista de Figuras

3.13 Disposição e movimentação dos principais elementos de um aparelhos de terceira geração.. Fonte: Mourão, 2007	p. 38
3.14 Objeto simulador de cabeça confeccionado em PMMA.	p. 43
3.15 Perfil longitudinal de dose obtido por filme radiocrômico em varreduras de TC	p. 44
3.16 Posicionamentos dos eletrodos em uma câmara de ionização. Fonte: Mayles, 2007	p. 46
3.17 Potenciais de operação de detectores gasosos. Fonte: Mayles, 2007	p. 46
3.18 Estrutura interna de uma câmara de ionização tipo lápis. Fonte: Mayles, 2007	p. 49
3.19 Modelo de bandas cristalinas e o posicionamento das armadilhas na região de <i>gap</i>	p. 51
3.20 Esquema de aprisionamento de elétrons e lacunas nos cristais.	p. 51
3.21 Emissões termoluminescentes em função da temperatura e comprimento de onda. Fonte: Mayles, 2007	p. 52
3.22 Esquema de funcionamento da leitora TL. Fonte: Mayles, 2007	p. 53
3.23 Modelo de extrapolação linear.	p. 54
3.24 Ilustração da espessura de feixe e da distância entre os cortes em uma varredura. Fonte: Godoi, 2009	p. 59
4.1 Dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti (TL100) tipo bastão.	p. 64
4.2 Leitora termoluminescente Harshaw, Thermo Electron Corporation, modelo: 4500.	p. 64
4.3 Forno automatizado PTW Freiburg modelo TLD O.	p. 65
4.4 Posicionamento da câmara de ionização Radcal Corporation modelo RC6.	p. 65
4.5 Posicionamento dos dosímetros TL durante a calibração.	p. 66
4.6 Posicionamento da câmara em relação ao colimador e a fonte de raios X.	p. 67
4.7 Filme radiocrômico GAFCHROMIC XR-CT.	p. 68
4.8 Interface do software ImageJ.	p. 69
4.9 Objeto simulador de crânio de PMMA com câmara de ionização posicionada.	p. 71

Lista de Figuras

4.10	Objeto simulador no isocentro do tomógrafo.	p. 72
4.11	Objeto simulador Alderson Rando feminino, posicionado no tomógrafo(a) e vista completa do mesmo quando montado(b).	p. 73
4.12	a) Posicionamento de cortes anatômicos para varredura de crânio com o <i>gantry</i> sem angulação (0°). b) Posicionamento de cortes anatômicos para varredura de crânio com o <i>gantry</i> inclinado orientado pela linha diagonal entre o forame magno e parte superior da órbita ocular.	p. 74
5.1	Imagens por TC do objeto simulador de PMMA. Topograma (a), imagens da fatia central de (b) a (f).	p. 76
5.2	Registro em filme radiocrômico para radiação de fundo (BG).	p. 77
5.3	Registro em filme radiocrômico da irradiação da fatia central do objeto simulador.	p. 78
5.4	Doses medidas na irradiação da fatia central com filme radiocrômico.	p. 79
5.5	Comparação entre doses medidas pela câmara de ionização e filmes radiocrômicos quando um fator de calibração médio é utilizado.	p. 80
5.6	Perfis longitudinais de dose obtidos na primeira varredura.	p. 81
5.7	Perfis longitudinais de dose obtidos na segunda varredura.	p. 83
5.8	Doses pontuais no tomógrafo A para varredura sem inclinação de <i>gantry</i>	p. 84
5.9	Doses pontuais no tomógrafo A para varredura com o <i>gantry</i> inclinado.	p. 85
5.10	Doses pontuais no tomógrafo B para varredura sem inclinação de <i>gantry</i>	p. 86
5.11	Doses pontuais no tomógrafo B para varredura com o <i>gantry</i> inclinado.	p. 86
5.12	Doses pontuais no tomógrafo C para varredura sem inclinação de <i>gantry</i>	p. 87
5.13	Doses pontuais no tomógrafo C para varredura com o <i>gantry</i> inclinado.	p. 87

Lista de Tabelas

3.1	Comparação entre dosímetros termoluminescentes, diodos detectores e tecidos humanos.	p. 50
3.2	Distribuição eletrônica dos átomos de Li e F isolados e na composição cristalina do sal LiF.	p. 50
3.3	Limites de dose (MSAD) estabelecidos pela portaria 453/98 da ANVISA. . .	p. 56
4.1	Tomógrafos utilizados nos experimentos de dosimetria pontual e obtenção dos perfis longitudinais.	p. 63
4.2	Composição do objeto simulador antropomórfico feminino Alderson Rando.	p. 73
5.1	Medidas de dose em mGy da irradiação da fatia central do objeto simulador de PMMA.	p. 76
5.2	Valores utilizados para a obtenção dos fatores de calibração de cada uma das posições no objeto simulador	p. 79
5.3	Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo A	p. 80
5.4	Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo B	p. 82
5.5	Principais descritores de dose obtidos nas varreduras utilizadas.	p. 82
5.6	Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo C , na obtenção de doses pontuais.	p. 87
5.7	Reduções de dose verificadas para cada um dos tomógrafos.	p. 89

Lista de Abreviaturas

- ALARA – *As low as reasonably achievable*
- ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária
- BG – *Background*
- CBR – Colégio Brasileiro de Radiologia
- CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
- CEFET-MG - Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
- CTDI – *Computed Tomography Dose Index*
- DLP – *Dose Length Product*
- EAS – Estabelecimento Assistencial de Saúde
- FBP – *Filtered Back Projection*
- FDA – *Food and Drug Administration*
- FOV – *Field of View*
- IAEA – *International Atomic Energy Agency*
- ICRP – *International Commission in Radiation Protection*
- ICRU – *The International Commission on Radiation Units and Measurements*
- MDCT – *Multi-Detector Computed Tomography*
- MLEM – *Maximum Likeli Expectation Maximization*
- MSAD – *Multiple Scan Average Dose*
- NEHOS – Núcleo de Engenharia Hospitalar

Lista de Abreviaturas

- OSEM – *Ordered Subset Expectation Maximization*
- PMMA – Polimetilmetacrilato
- RGB – *Red Green Blue*
- TC – Tomografía Computadorizada

Sumário

1	Introdução	p. 17
2	Justificativa e Objetivos	p. 19
2.1	Objetivos Gerais	p. 21
2.2	Objetivos Específicos	p. 21
3	Revisão da Literatura	p. 22
3.1	Histórico do radiodiagnóstico e a inserção da tomografia neste contexto . . .	p. 22
3.2	Princípios de Tomografia Computadorizada	p. 24
3.2.1	A atenuação diferenciada de feixes de raios X	p. 24
3.2.2	A projeção integral $p(L)$	p. 25
3.2.3	Formulação matemática projeção integral $p(L)$	p. 27
3.3	Detectores de radiação	p. 28
3.4	Unidades de área e volume.	p. 29
3.5	Princípios de reconstrução de imagens	p. 30
3.5.1	Projeções	p. 30
3.5.2	Senograma	p. 31
3.5.3	O conceito de retroprojeção	p. 32
3.5.4	Reconstrução algébrica interativa	p. 34
3.5.5	A escala de Hounsfield	p. 35
3.6	Evolução tecnológica dos aparelhos de tomografia computadorizada	p. 36
3.6.1	Gerações de tomógrafos	p. 36

Sumário

3.6.2	Aparelhos de TC helicoidais e multicorte	p. 37
3.7	Dosimetria em TC	p. 39
3.7.1	Descritores de dose em TC	p. 39
3.7.2	Perfil longitudinal de dose	p. 43
3.7.3	Dosimetria pontual	p. 45
3.7.4	Câmara de Ionização	p. 45
3.7.5	Dosímetros termoluminescentes	p. 49
3.8	Radioproteção em TC	p. 53
3.8.1	Justificação	p. 55
3.8.2	Optimização da proteção radiológica	p. 55
3.8.3	Limitação da dose individual	p. 56
3.9	Os protocolos de TC	p. 56
3.9.1	Colimação do feixe	p. 57
3.9.2	Pitch	p. 58
3.9.3	Corrente catodo-anodo do tubo de raios X	p. 60
3.9.4	Tensão entre terminais do tubo de raios X (kV)	p. 61
3.9.5	O protocolo padrão para varredura de crânio	p. 62
4	Materiais e Métodos	p. 63
4.1	Amostragem	p. 63
4.2	Metodologias de calibração e leitura de dosímetros	p. 63
4.2.1	Dosímetros termoluminescentes	p. 63
4.2.2	Câmara de Ionização	p. 67
4.2.3	Filmes radiocrômicos	p. 67
4.2.4	Calibração dos filmes radiocrômicos	p. 69
4.3	Obtenção dos perfis longitudinais de dose.	p. 71

Sumário

4.4	Verificação de doses pontuais em objeto simulador antropomórfico e antropométrico.	p.72
5	Resultados e Discussões	p.75
5.1	Doses em corte axial único	p.75
5.1.1	Medidas com a câmara de ionização tipo lápis	p.75
5.1.2	Medidas com filme radiocrômico	p.77
5.1.3	Perfis longitudinais de dose	p.80
5.1.4	Doses pontuais em tecidos de interesse	p.82
6	Conclusões	p.90
	Referências Bibliográficas	p.94
	Anexo A – Protocolo de Crânio	p.96
	Protocolo de crânio sugerido pelo programa de qualidade em radiodiagnóstico do CBR	p.96

1 *Introdução*

É inquestionável a grande contribuição diagnóstica da recente popularização dos exames de tomografia (TC) computadorizada. As imagens de TC garantem um diagnóstico preciso de alterações anatômicas que antes só seriam identificadas por métodos indiretos ou invasivos.

Apesar deste evidente benefício clínico, estes procedimentos têm contribuído consideravelmente para o aumento da dose coletiva. Isto se deve ao depósito de energia nos tecidos expostos ao feixe de raios X no processo de varredura.

Publicações do *International Commission in Radiation Protection*(ICRP), referentes ao ano 2000, revelaram que, ainda que a fração de exames de TC não superasse 5% de todos os exames de radiodiagnóstico realizados naquele período, eles contribuía com mais de 30% da dose coletiva devido a estes exames (EUR, 2000a).

É de se esperar que dados com 12 anos de defasagem já tenham sido superados de maneira considerável, previsão esta, que se fundamenta na popularização dos tomógrafos e na contínua redução no custo destes exames para o usuário final, o paciente.

Além da popularização da tomografia computadorizada, outras questões podem estar contribuindo para o aumento da dose coletiva devido a estes procedimentos. Dentre elas, está a grande diversidade tecnológica de aparelhos de TC hoje instalados nos serviços de radiodiagnósticos. Como cada fabricante emprega diferentes tecnologias para a construção do tomógrafo, as doses depositadas tendem a variar sensivelmente. Além disto, o processo de obsolescência dos aparelhos não é acompanhado pelo processo de substituição dos mesmos, de modo que, ainda se encontram aparelhos de diferentes gerações nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS). Apesar disso, existe uma série de varreduras, comuns aos equipamentos, que têm o mesmo objetivo diagnóstico. A comparação, por meio de medição de parâmetros do feixe, da exposição ambiental e das doses, permite criar critérios para comparação entre estes equipamentos (AN-VISA, 2005).

De maneira a agravar o descontrole da contribuição da tomografia computadorizada para a dose coletiva, tem-se visto que os testes obrigatórios a serem realizados imediatamente após a

instalação do equipamento, testes de rotina e testes pós-manutenção, para controle de qualidade do processo diagnóstico em TC, recomendados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), nem sempre são realizados pelos serviços de radiodiagnóstico, seja por não possuírem os equipamentos necessários para a realização destes testes e ou, porque ainda não são fiscalizados pelos órgãos competentes (ANVISA, 2005).

E finalmente, chega-se ao fato de que, ainda que as doses ocupacionais sejam sistematicamente controladas, como requisito operacional, as doses em pacientes não o são. Por isto, não se sabe diante da diversidade tecnológica dos aparelhos e da diversidade de protocolos de varredura, as variações das doses, além de não existir um processo de observação e treinamento humano para a limitação das doses individuais.

Os princípios de radioproteção devem se tornar guias efetivamente aplicáveis neste processo. A justificação de um exame de radiodiagnóstico deve acontecer quando o médico faz a demanda criteriosa do exame para estabelecer a melhora de um paciente. A otimização da prática deve ser priorizada durante todo o processo de irradiação, através da utilização criteriosa da tecnologia disponível e da técnica radiológica adequada para a aquisição das imagens, de maneira a limitar as doses individuais (EUR, 2000b).

O aumento da demanda por exames em TC, e o simultâneo aumento de suas aplicações médicas, associados às suas doses altas, quando comparadas a outros exames de radiodiagnóstico, fazem com que seja premente a realização de estudos que possam garantir a eficiência do processo. Este trabalho, buscou levantar dados que permitam revelar a significância da otimização do processo para a redução das doses individuais (MOURÃO, 2007).

2 *Justificativa e Objetivos*

Os recentes avanços tecnológicos dos tomógrafos têm contribuído para um aumento da qualidade diagnóstica e a redução da dose no paciente, através da melhoria do sistema de detecção, diminuição no tempo de aquisição dos cortes e modificações no movimento do sistema *gantry*-mesa (DONNELLY; EMERY, 2001).

Contudo, os recentes avanços não são totalmente efetivos se boas práticas radiológicas não forem empregadas no momento da aquisição das imagens.

Uma dessas práticas, é a possibilidade de inclinação do *gantry*, que geralmente é recomendado para a varredura de estruturas que dificilmente poderiam ser isoladas quando o *gantry* está perpendicular.

A inclinação do *gantry*, em alguns casos, pode contribuir para a redução da dose em tecidos vizinhos àqueles expostos ao feixe principal. Na obtenção de imagens do cérebro, por exemplo, é comum que o cristalino seja diretamente irradiado no processo sem que sua imagem seja necessária para aquela pesquisa. Se no entanto, o *gantry* for inclinado de maneira adequada, este tecido é poupado da irradiação direta e a dose nele depositada diminui consideravelmente. Esta prática ainda contribui também com a diminuição da dose em outros tecidos radiosensíveis como a tireóide e as mamas.

No entanto, o que se tem visto nos serviços de radiodiagnóstico com tomógrafos mais modernos é o abandono desta técnica devido a softwares mais amigáveis e à facilidade da obtenção de cortes inclinados garantida pelos algoritmos de reconstrução multiplanar.

A isso soma-se o fato que, o próprio Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), recomenda um protocolo que usa a orientação transversal para os cortes de varredura de crânio. (ANEXO A)

Esta realidade ficou especialmente evidenciada durante o trabalho já que, dentre os três serviços visitados durante a pesquisa, apenas um realiza a inclinação do *gantry* para a varredura de cérebro, e ainda assim porque o sistema computacional, de um tomógrafo mais antigo, não

permitia, na oportunidade, a reconstrução multiplanar rápida. Todos os outros, optam pela varredura transversal e a posterior reconstrução multiplanar com a inclinação desejada.

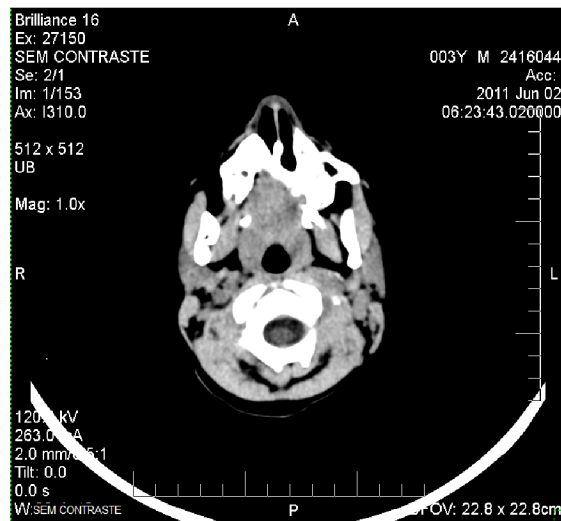


Figura 2.1: Primeiro corte axial obtido de uma varredura de crânio alinhado com o forame magno .

Na Fig. 2.1 é visível o primeiro corte axial de uma varredura de crânio para a observação do encefalo, alinhado transversalmente com o forame magno, revelando a não utilização da inclinação do *gantry* e consequente irradiação direta do cristalino. Estes por sua vez podem ser vistos na vigésima quarta imagem desta varredura, como mostra Fig. 2.2, sem a utilização de técnicas de reconstrução

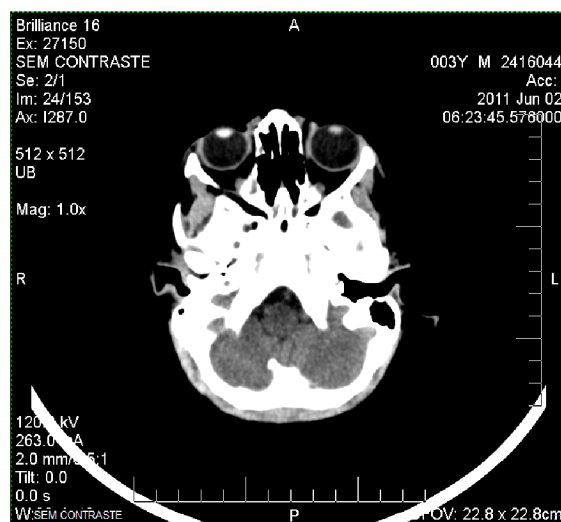


Figura 2.2: Corte de uma varredura de crânio, onde podem ser visto os bulbos oculares diretamente irradiados .

Nesta varredura foram obtidos 153 cortes axiais com 2mm de espessura e *tilt* 0°, ao passo que o feixe foi obtido pelo estabelecimento de uma diferença de potencial de 120 kV e uma corrente de 263 mA.

A reconstrução volumétrica da varredura de crânio é apresentada na Fig. 2.3 que mostra as regiões diretamente irradiadas. Nela pode-se ver que todo o bulbo ocular foi exposto devido à orientação transversal dos cortes segundo o protocolo adotado.

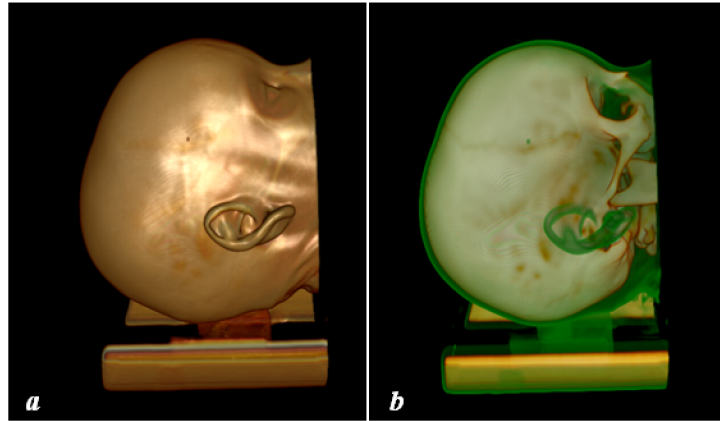


Figura 2.3: Reconstrução volumétrica de varredura de crânio. Pele (a), tecidos ósseos (b) .

2.1 Objetivos Gerais

Este estudo caracterizou as distribuições de dose em exames de tomografia computadorizada para varreduras de crânio, computando-se suas distribuições em diversos níveis do volume irradiado e em pontos específicos de radiosensibilidade pronunciada. Dessa forma pode-se julgar comparativamente a contribuição dosimétrica destes exames quando os protocolos padrões de varredura de cabeça são ou não utilizados.

2.2 Objetivos Específicos

- Redefinir e caracterizar os protocolos de aquisição mais utilizados para as varreduras de crânio;
- Definir protocolo para a medição de dose em paciente e comparar com parâmetros levantados em literatura recente;
- Estabelecer prática de procedimentos para a otimização do processo de aquisição de imagens visando à minoração de doses individuais a partir dos parâmetros avaliados;
- Estimar as ditribuições longitudinais de dose em exames de tomografia computadorizada
- Determinar a diferenciação de doses pontuais quando protocolos diferentes são utilizados para varredura de crânio.

3 *Revisão da Literatura*

3.1 Histórico do radiodiagnóstico e a inserção da tomografia neste contexto

Os raios X foram descobertos em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, que observou a fluorescência causada por uma radiação desconhecida em uma chapa de platinocianeto de bário enquanto realizava experiências sobre a condução elétrica nos gases. Por não conhecer a natureza daquela radiação denominou-a de Raios X.

No mesmo período Roentgen verificou que este tipo de radiação tinha o poder de penetrar pelos tecidos moles do corpo humano sendo, neste processo, parcialmente absorvida por tecidos ou materiais de acordo com a densidade destes. Em 1896, Roentgen apresentou sua descoberta à sociedade de física de Wurzburg na Alemanha e demonstrou as propriedades dos Raios X e suas prováveis aplicações médicas. Nesta demonstração radiografou a mão de um dos presentes a fim de demonstrar as propriedades da radiação X. A Fig. 3.1 apresenta a radiografia da mão de Albert Von Kolliker realizada por Roentgen (MARTINS, 1998).

Prevendo as contribuições de sua descoberta para toda a humanidade Roentgen preferiu não patentear a, o que facilitou a difusão deste novo método de análise como aplicação diagnóstica. Em 1913 William Coolidge construiu o primeiro tubo de raios X a vácuo com filamento de tungstênio flexível, o “Tubo de Coolidge”, que é utilizado ainda hoje em aparelhos radiográficos modernos (MARTINS, 1998).

A partir da descoberta dos raios X por Roentgen, iniciaram-se as aplicações das radiações ionizantes no diagnóstico médico-odontológico através do uso dos aparelhos de raios X. As imagens radiodiagnósticas tornaram-se fundamentais para a melhora da terapêutica médica, fato não menos notável nos dias atuais, e a cada dia tornam-se mais indispensáveis para a rotina clínica aumentando a sua demanda em todo o mundo (MARTINS, 1998).

O principal diferencial destas imagens está no fato de permitirem a observação de estruturas internas do organismo, sem a necessidade de uma intervenção cirúrgica. Reduzindo, com isso,



Figura 3.1: Radiografia da mão de Albert Von Kolliker.

os riscos que envolvem qualquer processo cirúrgico, além de evitar os transtornos decorrentes de tal processo durante a recuperação do paciente, após uma eventual intervenção investigativa.

O aparecimento dos aparelhos de TC no início da década de 1970 promoveu um salto no processo diagnóstico quase tão grande quanto o aparecimento do aparelho de raios X no final do século XIX. A grande contribuição inicial dos aparelhos de TC foi a geração de imagens diagnósticas do cérebro, órgão até então impossível de ser visualizado através das imagens de raios X por estar no interior da calota craniana. Como as imagens de raios X privilegiam a observação de tecidos mais radiopacos, a calota craniana impedia a observação dos tecidos cerebrais (MOURÃO, 2007; WEBB, 2000).

Este foi, o único uso das varreduras de TC desde que Hounsfield apresentou o primeiro tomógrafo desenvolvido para finalidade diagnóstica, em 1971, este tomógrafo construído com o suporte financeiro da EMI produzia apenas imagens axiais em uma matriz de 80x80 pixel e seu suporte computacional levava em média 7 minutos para processar os dados coletados da fatia irradiada. Atualmente, matrizes de imagens por TC de 512x512 ou 1.024x1.024 pixel são rapidamente processadas em alguns segundos, inclusive com a possibilidade de exibição simultânea de reconstruções multiplanares. Uma comparação entre as imagens geradas pelo primeiro tomógrafo em 1971 e imagens atuais pode ser vista na Fig. 3.2.

Os avanços tecnológicos seguintes, promoveram principalmente uma redução no tempo de aquisição de dados, no tempo de processamento computacional e finalmente possibilitou uma diminuição do custo dos exames de TC, hoje amplamente difundido e popularizado em todo mundo.

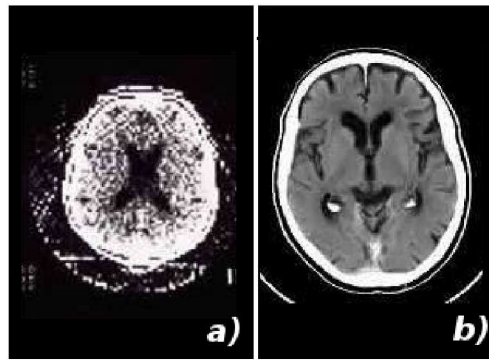


Figura 3.2: Cortes axiais de crânico. Matriz 80 x 80 (a). Matriz 512 x 512 (b).

3.2 Princípios de Tomografia Computadorizada

A Tomografia Computadorizada é um método que possibilita a aquisição de imagens radiográficas que permite a geração de imagens de cortes axiais sequenciados na varredura de um volume. Para a aquisição dos dados geradores de imagens é utilizado um feixe de raios X que incide sobre um objeto em vários ângulos distintos. A parcela do feixe de raios X que ultrapassa o objeto é o sinal utilizado para a geração das imagens.

3.2.1 A atenuação diferenciada de feixes de raios X

A utilização da radiografia convencional como método de radiodiagnóstico, foi uma avanço muito significativo para a medicina, pois possibilitou a obtenção de imagens do interior dos organismos sem a necessidade de intervenção cirúrgica. No entanto esta grande potencialidade diagnóstica das primeiras práticas radiológicas logo encontrou algumas de suas limitações.

1. A grande atenuação causada pela alta densidade dos ossos corticais impossibilitava a obtenção satisfatória de imagens do interior da calota craniana.
2. Estruturas anatômicas com profundidades diferentes são registradas no mesmo plano.
3. Não é possível fazer afirmações acerca da densidade e volume, uma vez que estruturas espessas podem causar o mesmo enegrecimento na imagem que outras delgadas e densas.

A possibilidade de obtenção de imagens de cortes anatômicos, utilizando os raios X, conforme afirmava o princípio da projeção inversa estudado por Kuhl e Edwards, certamente contribuiria para diminuir as limitações diagnósticas da radiografia convencional. Baseado nisso, em 1971 Godfrey Hounsfield apresentou o primeiro aparelho de tomografia computadorizada (CARVALHO, 2010).

Desde a primeira imagem obtida por meio da utilização de raios X, obtida por Röntgen em 1895, até a apresentação do aparelho de TC, o cenário tecnológico alterou drasticamente. Isso se deve, em grande parte, ao aparecimento dos computadores e, o que imprescindível citar, foi justamente este fator que possibilitou o aparecimento desta técnica tão promissora no início da década de 70 e tão útil atualmente.

Como se sabe, a manipulação do grande volume de dados provenientes dos sinais gerados pelos detectores do feixe de raios X transmitido, em uma varredura, só é possível graças à capacidade de processamento dos computadores. Esta manipulação matemática é que permite a formação da imagem dos cortes axiais obtidos e possibilita também que os dados de múltiplos cortes sejam combinados para reconstruções em eixos alternativos, como cortes sagitais, coronais ou inclinados (SIEMENS MEDICAL, 2002).

O avanço da computação gráfica possibilitou que os softwares de TC, além da construção e reconstrução de cortes anatômicos em múltiplos planos, pudessem, a partir dos dados primários comporem imagens volumétricas (3D) das regiões varridas, aumentando as potencialidades diagnósticas do processo (GODOI, 2009).

Os dados fornecidos pelos detectores em um aparelho de tomografia computadorizada registram sinais elétricos que dão informações acerca dos fótons que interagem com eles enquanto um corte axial é obtido. Em sua origem estão as ionizações produzidas pelos fótons que produzem pares de íons detectáveis, no caso de detectores gasosos, ou fótons de luz em um cristal cintilador, quando detectores do estado sólido são utilizados, estes últimos presentes nos atuais aparelhos de TC.

Os cristais cintiladores por sua vez são acoplados a fotodiodos para a obtenção de fotoelétrons. O sinal elétrico é então convertido em um sinal digital, por um conversor analógico/digital e finalmente transmitido para o computador.

3.2.2 A projeção integral p(L)

O princípio físico que possibilita a obtenção de dados, que posteriormente serão convertidos em imagens, é a atenuação diferenciada de feixes de raios X. Quando a radiação eletromagnética ionizante interage com as estruturas internas de um organismo ela pode provocar basicamente 3 efeitos: o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a formação de pares, este último por sua vez não é relevante para interações observáveis na tomografia computadorizada, pois os fótons utilizados são de no máximo 140keV.

Em qualquer dos casos a radiação absorvida ou a radiação espalhada não contribuem dire-

tamente para formação da imagem diagnóstica, apenas a parcela do feixe transmitida através do objeto gera informação. Isto é possível graças a uma comparação que se faz entre a intensidade do feixe de radiação emitida pelo tubo de raios X que entra no objeto e a intensidade do feixe de radiação que sai do objeto e atinge os detectores. A partir desses dados obtém-se a parcela do feixe que foi absorvida ou espalhada em um dado ângulo de incidência do feixe. Quando se procede esta análise sobre todos os ângulos de incidência em uma dada fatia irradiada obtém-se dados acerca da atenuação de raios X em todo o volume desta fatia. O valor da atenuação do feixe é facilmente determinado pois é proporcional à tensão e a corrente de operação do tubo de raios X. Por outro lado, a intensidade de saída da radiação é medida pelo sistema de detecção do tomógrafo.

A partir do sinal fornecido pelos detectores a medida da atenuação se dá em uma única dimensão, por isso é chamada atenuação linear. Conhecido os valores da intensidade do feixe transmitida I e a intensidade do feixe incidente I_0 , basta uma análise algébrica simples para a determinação da relação entre elas.

É possível inferir que a atenuação depende de características próprias do objeto irradiado. Estas características são expressas pelo coeficiente de atenuação linear μ que determina a fração do feixe que é absorvida por unidade de comprimento. Isto cria uma dependência inversa com a percurso linear da radiação neste corpo $\Delta\eta$, onde η é a dimensão analisada. Assim a fração do feixe $\mu\Delta\eta$ expressa a redução na intensidade do feixe devido às interações com o material do objeto irradiado.

$$I - I_0 = \mu \cdot \Delta\eta \quad (3.1)$$

Se $\Delta\eta$ for considerado infinitesimal, então a Eq. 3.1 pode ser integrada de modo a considerar a atenuação do feixe de raios X em meios de múltiplos coeficientes de atenuação $\mu(\eta)$, através da Eq. 3.2.

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(\eta) \cdot d\eta \quad (3.2)$$

Para meios de heterogeneidade definida onde os coeficientes são bem conhecidos, ela pode ser escrita de acordo com a Eq.3.3

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_{n=1}^n \mu(\eta) \cdot d\eta \quad (3.3)$$

Ou ainda para casos de homogeneidade admissível, nos quais o valor de $\mu(\eta)$ é uma constante como a Eq. 3.4.

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu(\eta) \cdot d\eta \quad (3.4)$$

Apesar das considerações feitas nas equações 3.3 e 3.4, as atenuações promovidas durante procedimentos diagnósticos não se enquadram neles, uma vez que não se pode prever o comportamento da densidade dos meios de interação, e por isso a negação também se estende para os respectivos coeficientes de atenuação.

3.2.3 Formulação matemática projeção integral $p(L)$

A integral definida no exemplo anterior pode ser interpretada como uma integral de linha, pois as atenuações são medidas em uma dimensão. O matemático austríaco D. J. Radon postulou, em 1917, que esta informação poderia ser utilizada para a obtenção de imagens de objetos quando a atenuação imposta por eles é obtida a partir de múltiplos ângulos (SANDBORG, 2010).

A atenuação obtida em cada ângulo é então interpretada como uma projeção do objeto estudado, chamada projeção integral $p(L)$.

$$p(L) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(\eta) \cdot d\eta \quad (3.5)$$

Dessa forma a projeção integral torna-se então uma função da intensidade da radiação transmitida I cuja relação pode ser observada na Fig. 3.3. Assim, a projeção aumenta com a diminuição da intensidade transmitida, ou seja, $p(L)$ será tanto maior quanto menor for I .

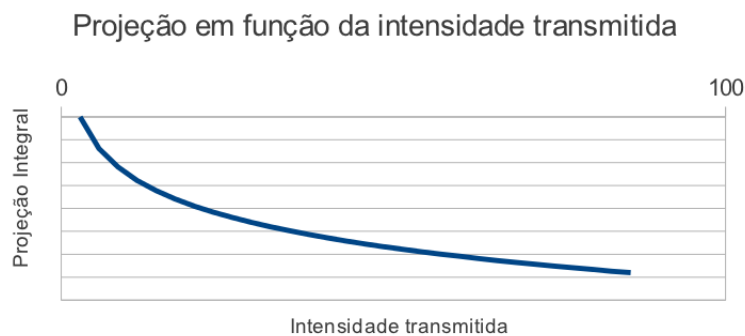


Figura 3.3: Diagrama da relação $p(L) \times I$.

3.3 Detectores de radiação

O sistema de detecção do tomógrafo é a parte sensível às diferentes intensidades do feixe de raios X que emerge do volume irradiado. Ele efetivamente provê dados da intensidade do feixe de radiação transmitido I que é comparada com a intensidade do feixe incidente I_0 , determinada pelos parâmetros de operação do tomógrafo (Tensão e Corrente), com aqueles verificados pelo sinal de detecção.

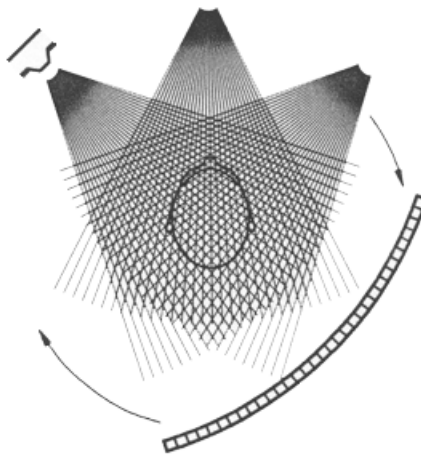


Figura 3.4: Representação do posicionamento dos detectores em relação ao feixe, ao longo do ciclo do tubo de raios X. Fonte: Godoi, 2009.

O sistema é essencialmente composto por uma matriz de células detectoras dispostas na forma de arco no interior do *gantry*, em posição diametralmente oposta à do tubo de raios X. O arco detector recebe a parcela do feixe que emerge do volume da fatia irradiada. Sua capacidade de perceber é determinada por sua eficiência de detecção que é diretamente relacionada com três características dos detectores empregados.

1. Eficiência geométrica: obtida pela relação entre a área do detector sensível à radiação e sua área total exposta à radiação primária;
2. Eficiência quântica: determinada pela parcela do feixe transmitido que é absorvida pelo detector;
3. Eficiência de conversão: que está associada à capacidade do detector em converter o sinal de radiação em um sinal elétrico.

O produto das grandezas associadas à medição de cada uma destas características determina

a eficiência total do detector, que nos aparelhos de tomografia computadorizada está numa faixa entre 0,45 e 0,85 (MOURÃO, 2007).

A matriz de detectores que compõe o arco é formada por pequenas células detectoras, cada uma constituindo um detector independente capaz de gerar um pulso elétrico proporcional à intensidade de radiação detectada. Os cristais cintiladores associados a fotodiodos que permitem a circulação de corrente elétrica quando estimulado por fótons na faixa de frequência da luz visível, são os detectores atualmente utilizados nos aparelhos de TC.

3.4 Unidades de área e volume.

O dimensionamento das imagens geradas em tomografia computadorizada está diretamente relacionado a fatores escolhidos no protocolo do exame, são eles:

- Dimensões da matriz de imagens;
- FOV escolhido;
- Espessura dos cortes;

As duas primeiras variáveis definem o tamanho dos pontos representativos das tonalidades de cinza, o pixel, ao passo que a espessura define o volume representado na imagem.

Assim, o pixel é definido como; a menor unidade de área com significado em TC.

O número de pixels em uma imagem é determinado pela matriz escolhida, uma matriz de 512x512, por exemplo, terá 262.144 pixels ao passo que as dimensões de cada pixel são determinadas pela Eq. 3.6.

$$lado_{pixel} = \frac{FOV(mm)}{lado_{matriz}} \quad (3.6)$$

onde FOV indica o diâmetro do campo de visão escolhido para as imagens geradas.

No entanto, como estas imagens representam cortes com espessuras consideráveis em relação ao tamanho do pixel, cada um deles representa a atenuação de um volume abaixo de si, de modo que, para um corte de 2mm, por exemplo, o pixel representará os dois milímetros de tecido abaixo de si. Assim a área do pixel $(lado_{pixel})^2$ multiplicada pela espessura de cada corte define uma unidade de volume denominada voxel. Conforme ilustra a Fig. 3.5.

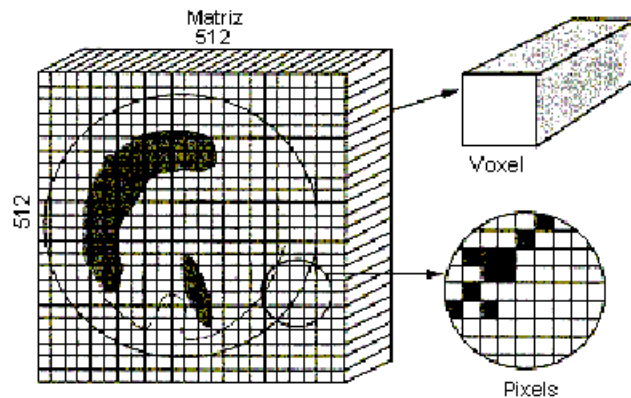


Figura 3.5: Representação das unidades de área, pixel, e volume, voxel, em um corte axial de Tomografia Computadorizada.

A tonalidade de cinza assumida pelo pixel é então proporcional ao coeficiente de atenuação médio de todos os tecidos contidos no voxel. Para isso é preciso converter os coeficientes de atenuação em valores numéricos na escala de Hounsfield, que será tratada adequadamente na seção 3.5.5.

3.5 Princípios de reconstrução de imagens

3.5.1 Projeções

A radiação captada pelos detectores e tratado pelo sistema de aquisição de dados pode ser interpretado como a projeção lateral representada pela Eq. 3.3. Conforme afirma Radon, informações obtidas por este método a partir de múltiplos ângulos permitem a reconstrução da imagem do corte axial (SANDBORG, 2010).

A Fig. 3.6 ilustra o sinal gerado pelo feixe transmitido através de um objeto em quatro ângulos distintos (0° , 90° , 180° e 270°).

As curvas em preto indicam as projeções devido às atenuações percebidas em cada ângulo de irradiação. Para os ângulos de 0° e 180° nota-se um pico em $p(L)$ que pode ser erroneamente interpretado com uma única estrutura de alto coeficiente de absorção, as irradiações em 90° e 270° suprem esta carência de informação mostrando dois picos distintos e revelando a superposição de dados informadas nas incidências de 0° e 180° .

Os picos de intensidade são também visíveis em escala de cinza como mostram as barras laterais; as regiões de maior $p(L)$ aparecem mais claras, revelando uma maior atenuação nestes pontos. Estas informações são transcritas em vetores de dados que carregam em cada elemento

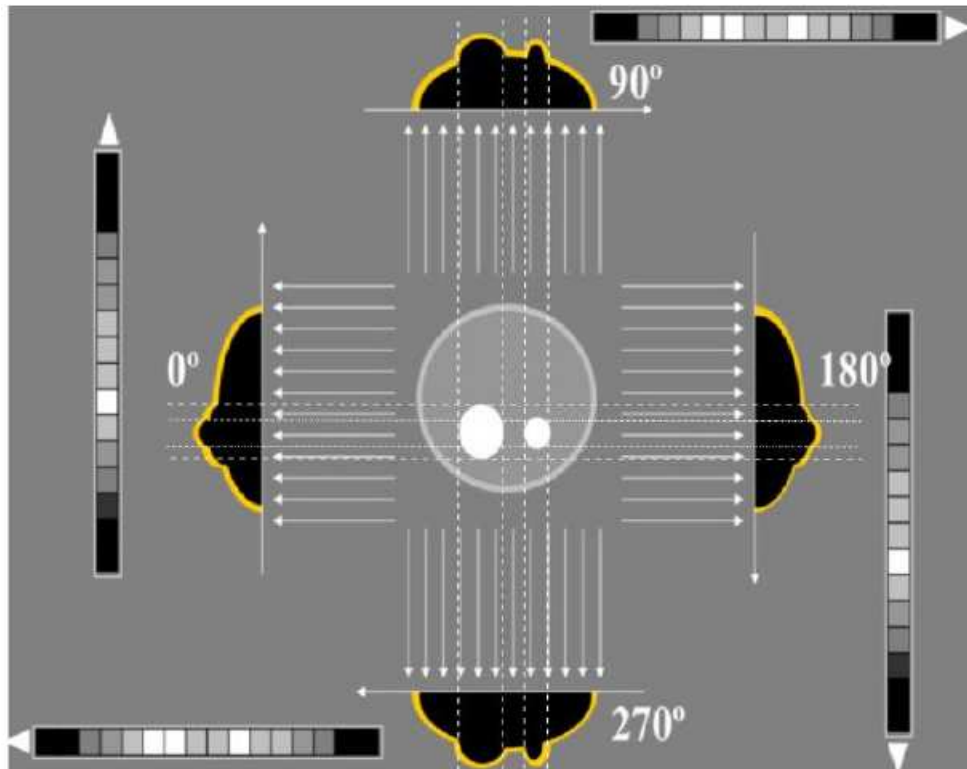


Figura 3.6: Sinal gerado pelo feixe transmitido em quatro ângulos (0° , 90° , 180° e 270°). Fonte: Godoi, 2009.

o valor $p(L)\eta$. A Fig. 3.7 ilustra um dos vetores de dados obtidos a partir das projeções $p(L)$.



Figura 3.7: Vetor de dados, em escala de cinzas, obtido em uma projeção da Fig. 3.6. Fonte: Godoi, 2009.

A partir deste ponto cada vetor de dados $p(L)$ como o da Fig. 3.7 será tratado unicamente como projeção, tanto para a forma gráfica como para a forma algébrica.

3.5.2 Senograma

É usual em vários métodos de reconstrução de imagens em TC a representação das múltiplas projeções em uma figura bidimensional chamada senograma (ou sinograma). Ela corresponde a um empilhamento de todas as projeções obtidas nos diversos ângulos projetados.

O nome senograma se deve ao comportamento senoidal que se observa quando a posição dos picos $p(L)$ é acompanhada em função da angulação. Apesar do senograma ser uma figura bidimensional ele carrega 3 informações distintas, isto porque cada uma de suas linhas (ângulos)

é composta de projeções que dependem da distribuição dos coeficientes de atenuação em dois eixos.

A Fig 3.8 mostra como se dá a composição de um senograma além de mostrar o senograma de um objeto simulador para controle de qualidade de imagem e de um corte axial da região abdominal.

Quando é feita a integração dos valores $p(L)$ para uma variação angular infinitesimal $d\theta$ se obtém a transformada de Radon para a imagem original, na qual incrementos δx e δy provocados por dt é o incremento na direção do feixe de raio X devido às variações angulares $d\theta$.

$$\mathfrak{R} = \int p(L)_{x,y} \cot d\theta \quad (3.7)$$

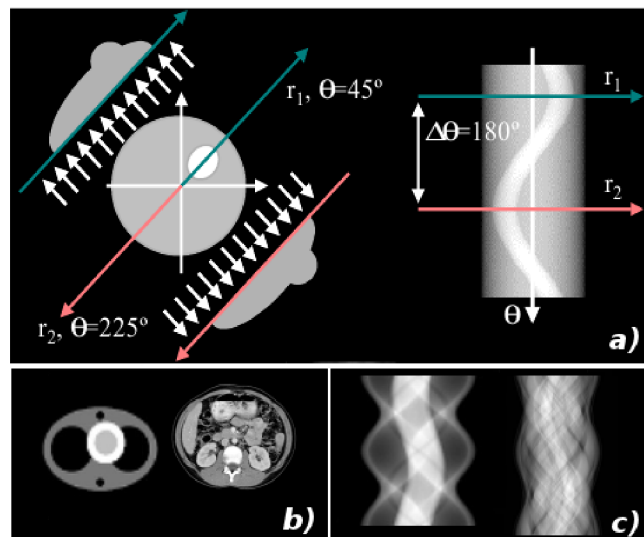


Figura 3.8: Ilustração da composição de um senograma (a) e exemplos de senogramas de um objeto simulador (b) e de um corte axial da região abdominal (c). Fonte: Godoi, 2009.

3.5.3 O conceito de retroprojeção

O método mais tradicional para se proceder a construção de uma imagem em TC é a retroprojeção, ou projeção inversa, que consiste na composição de uma matriz plana a partir das projeções obtidas. No entanto, é preciso ressaltar que este método não é suficiente para a obtenção de uma imagem de qualidade. A imagem com qualidade diagnóstica só será obtida após um método de filtragem das projeções (FBP – *Filtered back-projection*) por meio da transformada de Fourier.

Como os valores das múltiplas projeções são conhecidos, pode-se compor uma matriz plana a partir da soma os valores de linhas e colunas que intercedem quando projeções defasadas são confrontadas, como mostra a Fig. 3.9

	0	1	3	8	5	1	1	0
0	0	1	3	8	5	1	1	0
2	2	3	5	10	7	3	3	2
6	6	7	9	14	11	7	7	6
7	7	8	10	15	12	8	8	7
9	9	10	12	17	14	10	10	9
4	4	5	7	12	9	5	5	4
2	2	3	5	10	7	3	3	2
0	0	1	3	8	5	1	1	0

Figura 3.9: Composição de matriz de multiplas projeções. Fonte: Godoi, 2009.

O valor da retroprojeção para angulações diferentes de 0° , 90° , 180° e 270° , não são números inteiro, isso porque a contribuição de angulações diferentes em uma linha m é proporcional a $m \cdot \sin(\phi)$ e em uma coluna n , é proporcional a $n \cdot \cos(\phi)$. Assim os valores obtidos para a composição de uma por retroprojeção precisam ser arredondados para valores inteiros pois os algoritmos de reconstrução impõem esta condição (GODOI, 2009).

O método descrito acima, por si só, não é suficiente para a construção de uma imagem com qualidade diagnóstica. A Fig. 3.10 mostra uma corte axial obtido pelo método de retroprojeção sem filtragem.

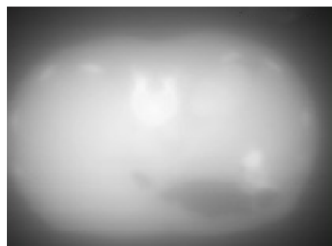


Figura 3.10: Corte axial da região abdominal, obtido pelo método da retroprojeção não filtrada. Fonte: Godoi, 2009.

Esta imagem apresenta com brilho intenso e baixo grau de nitidez. Este efeito se deve ao caráter somativo da técnica, nela as contribuições angulares adicionadas são a preocupação com a exclusão de informações redundantes, desse modo, os valores de cada pixel tendem a aumentar e a imagem tende a tornar-se mais clara, ou brilhante. O efeito também pode ser ilustrado pela Fig.3.11

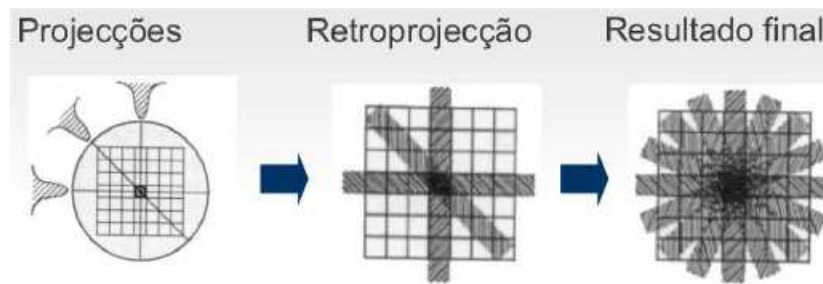


Figura 3.11: Ilustração do aspecto somativo da retroprojeção. Fonte: Godoi, 2009.

A solução para tal situação está na filtração das projeções, que, a princípio, só é possível com o uso de algoritmos matemáticos complexos baseados na transformada de Fourier.

3.5.4 Reconstrução algébrica interativa

Ainda que o tratamento algébrico mencionado acima, permita a construção de imagens de cortes axiais com alta qualidade, os métodos de reconstrução continuam a ser melhorados desde que a tomografia computadorizada foi apresentada como alternativa de radiodiagnóstico em 1971.

Atualmente a escolha do método e dos algoritmos de reconstrução é propriedade exclusiva dos fabricantes dos tomógrafos, que além de fornecerem os aparelhos fornecem todo o sistema computacional associado, seja ele físico ou virtual. Isso dificulta, ou impossibilita um levantamento ou exploração dos mais modernos métodos de reconstrução de cortes.

Apesar disso, trabalhos acadêmicos vêm ensaiando acerca de um método de reconstrução chamado de “Reconstrução Algébrica Interativa” (ART), neste campo algoritmos robustos e consolidados têm se destacado como o MLEM (*Maximum Likeli Expectation Maximization*) e o OSEM (*Ordered Subset EM*).

O método ART consiste na determinação dos valores da matriz plana a partir de estimativas algébricas que resultem nos valores das projeções reais. Este método é chamado de interativo pois ele realiza atualizações periódicas de modo a verificar a concordância da matriz estimada com as projeções obtidas. Um exemplo simples da técnica pode ser visto no esquema da Fig. 3.12.

A utilização deste métodos implica no risco de que um mesmo problema tenha várias soluções. Neste caso o algoritmo pode levar a construção de uma imagem não fidedigna às características do objeto irradiado. Considerações como esta têm pronunciado a favor de uma união do método FBP e ART, neste processo a reconstrução interativa contribui com a verificação

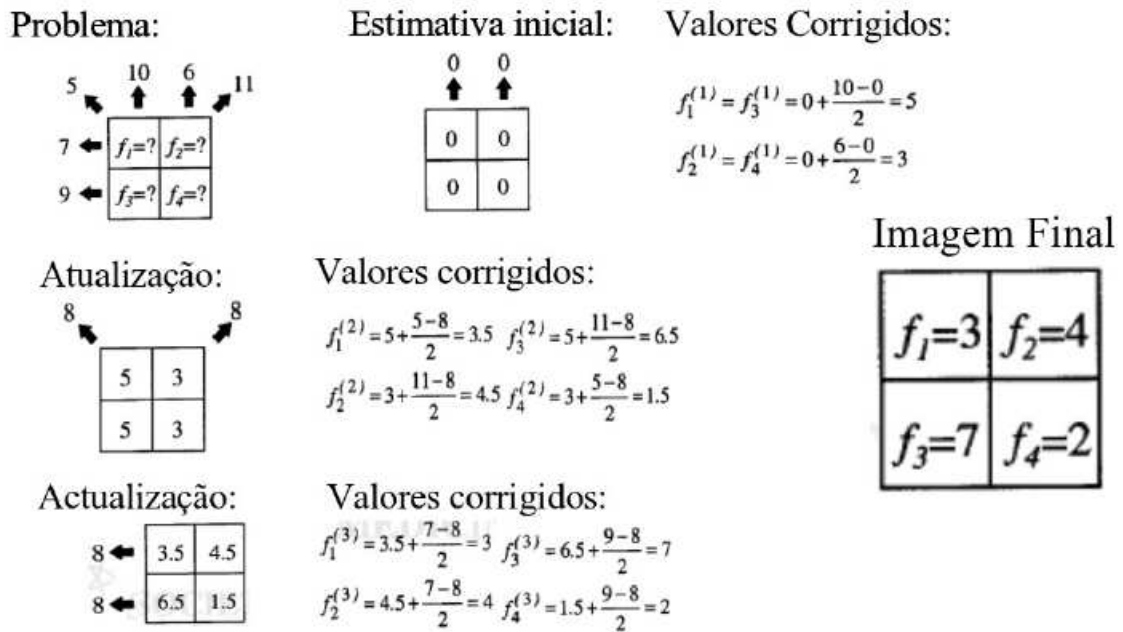


Figura 3.12: Descrição do funcionamento do método ART. Fonte: Godoi, 2009.

pontual de dados da matriz de retroprojeção reduzindo a intensidade do ruído na imagem final (GODOI, 2009).

3.5.5 A escala de Hounsfield

Os tratamentos matemáticos citados na seção 3.5.3 e 3.5.4, cooperam na formação de uma matriz plana de dados que possibilita a construção da imagem de um corte axial da fatia irradiada. Para que isso seja possível, é preciso que os elementos deste arranjo, que são proporcionais aos coeficientes de atenuação dos voxels que representam, sejam convertidos em valores numéricos indicativos da densidade destes voxels, o que é feito pela escala de Hounsfield. Esta pode ser definida como uma escala numérica que tem a água como referência de zero e o ar como referência de absorção mínima -1000 e pode ser escrita matematicamente pela Eq. 3.8.

$$H_x = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (3.8)$$

A conversão dos valores obtidos pela Eq.3.8 em escala de cinzas ocorre posteriormente e não tem uma relação direta. A escolha dos valores de cinza adequados, se dá segundo a janela de observação escolhida para a visualização da imagem. Assim, para uma janela de pulmão que possui muito ar e portanto é pouco radioabsorvente, a escala de cinzas é colocada nesta região de absorção da escala Hounsfield, limitada entre -800 e +100. Neste caso, valores abaixo de -800H são pretos e acima de +100H são brancos brilhantes e a escala de cinzas

fica distribuída neste intervalo. Para outras janelas como tecidos moles, sistema esquelético ou qualquer outra estrutura de interesse, as correlações escala Hounsfield e escala de cinzas se adequam sempre segundo a necessidade de visualização destes tecidos e a limitação imposta pela janela escolhida.

3.6 Evolução tecnológica dos aparelhos de tomografia computadorizada

Desde que Hounsfield apresentou o primeiro tomógrafo e sua proposta de uso radiodiagnóstico, o crescente aperfeiçoamento tecnológico destes aparelhos foi uma constante. Esta evolução é claramente perceptível quando se compara, principalmente, a qualidade das imagens geradas e o tempo de aquisição das mesmas. Enquanto a aquisição da imagem de um único corte axial, levava alguns minutos nos primeiros tomógrafos, a imagem do mesmo corte axial, pode ser obtida em frações de segundos e com uma resolução em números de píxel muito superior.

Esta evidente evolução tecnológica permitiu que os aparelhos fossem classificados em gerações, conforme suas principais características estruturais, como número e disposição de detectores e a relação entre os movimentos do tubo de raios X e do arco-detector.

Deve-se considerar também a contribuição tecnológica das aquisições helicoidais e multi-corte disponibilizadas a partir da década de 90, por terem contribuído significativamente com a redução do tempo de aquisição, mas não correspondendo a novas arquiteturas no processo de aquisição de dados dos tomógrafos e sim a modalidades de aquisição (CINAMON, 2001).

3.6.1 Gerações de tomógrafos

A primeira geração de tomógrafos era fundamentalmente composta pelo tubo de raios X e um detector em posição diametralmente oposta. O feixe emitido pelo tubo era muito bem colimado, de modo que atingisse unicamente a área útil do detector. O objeto era colocado no centro deste sistema e a partir de uma posição inicial feita a coleta de dados em posições angulares sequenciais defasadas 1° entre si, até um deslocamento angular total de 180° . Desse modo os dados para a construção da imagem do primeiro corte eram disponibilizados para o sistema de computação. A aquisição e processamento de cada corte demoravam de quatro a cinco minutos e uma varredura completa poderia demorar horas. Devido a esta demanda de tempo para a conclusão dos exames, imagens de regiões anatômicas móveis não eram praticáveis, como abdômen e tórax, limitando o campo de aplicação da tomografia quase que exclusivamente a

varreduras de cabeça. O que em si já era um grande avanço, devido à ineficiência da radiografia convencional em gerar imagens desta região (MOURÃO, 2007).

Na segunda geração de tomógrafos o tubo de raios X emite um feixe delgado em forma de leque que está direcionado para um arranjo de aproximadamente 30 detectores perpendicularmente alinhados ao raio central emitido pelo tubo. O que possibilitou a irradiação de toda a fatia em uma única incidência. Esta característica do feixe e de vários detectores permitiu diminuir consideravelmente o tempo de aquisição da imagem de cada corte para aproximadamente 40 segundos.

O principal avanço tecnológico dos aparelhos de terceira geração em relação aos demais está na disposição dos detectores de radiação e na forma de arco em oposição ao tubo de raios X, este emite um feixe em leque capaz de incidir sobre toda a fatia e atingir todo o arco de detectores. O conjunto arco detector e tubo de raios X gira 360° em torno do paciente para a aquisição de dados de uma fatia.

Esta nova arquitetura melhorou a eficiência geométrica dos detectores e a inserção de placas de tungstênio entre os detectores reduziu o ruído das imagens devido ao sinal gerado pela radiação espalhada ou radiação secundária criada nos detectores vizinhos. Deste modo o tempo de aquisição de dados de uma fatia foi reduzido para cerca de cinco segundos, o que possibilitou a utilização da tomografia computadorizada como método de obtenção de imagens de regiões como tórax e abdômen nas quais os movimentos involuntários podem ocorrer.

Os aparelhos de quarta geração são caracterizados pelo aparecimento de um anel fixo de detectores, em substituição ao arco móvel. Assim, somente o tubo de raios X se movimenta 360° em torno da fatia irradiada. Este tipo de arquitetura diminuiu os problemas de desalinhamentos entre tubo e arco detector que ocorriam nos aparelhos de terceira geração.

Após o aparecimento dos aparelhos de quarta geração e a solução dos problemas de sincronismo entre o tubo de raios X e o arco detector, voltou-se a produção de aparelhos mais modernos que aqueles de quarta geração com a arquitetura de aquisição de dados de terceira geração. Assim, todos os aparelhos hoje comercializados apresentam arquitetura de terceira geração. A Fig. 3.13 ilustra a forma de aquisição de dados para a geração de imagem em um aparelho atual de terceira geração.

3.6.2 Aparelhos de TC helicoidais e multicorte

Todas as gerações anteriormente citadas se referem a aparelhos convencionais de tomografia computadorizada que produzem imagens de cortes distintos em procedimentos distintos.

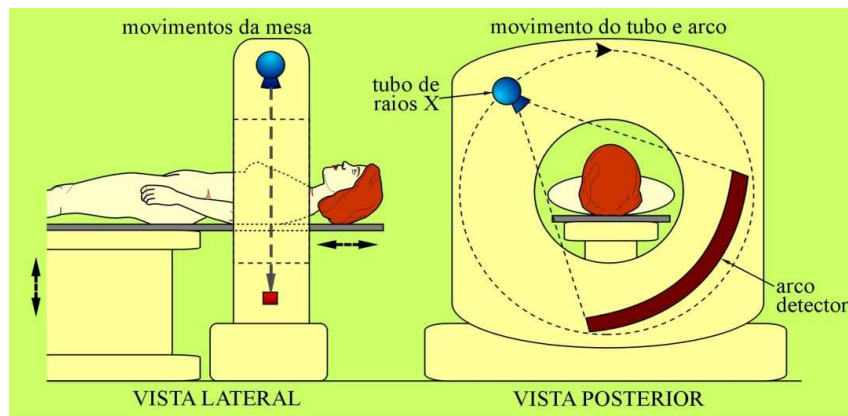


Figura 3.13: Disposição e movimentação dos principais elementos de um aparelhos de terceira geração.. Fonte: Mourão, 2007.

Durante estes procedimentos a mesa para e o sistema tubo-arco detector gira 360° em torno do paciente. Após este processo a mesa se desloca novamente e para, repetido o processo de aquisição anterior fatia a fatia. A introdução de aquisições helicoidais e da tecnologia MDCT, que utiliza arcos multidetectores, contribui significativamente com a redução do tempo dos exames de tomografia computadorizada.

Aparelhos helicoidais

Nos aparelhos helicoidais o tubo de raios X realiza um movimento circular contínuo em torno do paciente ao passo que a mesa se desloca lentamente desde o início até o final do volume a ser varrido, de modo que o movimento resultante do feixe é uma trajetória helicoidal.

Esta característica tem uma importante implicação na forma como os dados são obtidos, já que assim, os dados de cada corte não são produzidos de maneira independente, pelo contrário, obtém-se as características de atenuação de todo um volume em cada ciclo do tubo e então o sistema computacional gera os cortes axiais baseados nos dados obtidos. A continuidade do movimento da mesa, evita as paradas das aquisições axiais, dinamizando o processo de varredura de tal maneira que toda ela poderia ser feita em poucos segundos (CALZADO; GELEIJNS, 2010).

Aparelhos multicorte

Com esta tecnologia os tomógrafos conseguem obter dados para mais de um corte em cada ciclo de 360° do tubo de raios X. Isto porque utilizam mais de uma fileira de detectores em seu arco e um feixe de radiação em leque menos delgado a fim de atingir todas as fileiras de detectores existentes. Este sistema (MDCT) foi concorrente direto com os sistemas helicoidais

de corte único, durante seu aparecimento na década de 90.

Atualmente, os aparelhos comercializados possuem arquitetura de terceira geração e combinam a tecnologia MDCT com a tecnologia helicoidal. Esses aparelhos apresentam imagens de ótima qualidade com tempos de aquisição muito curtos, de alguns segundos (CALZADO; GELEIJNS, 2010).

3.7 Dosimetria em TC

3.7.1 Descritores de dose em TC

Devido a geometria peculiar da técnica de obtenção de imagens por TC, este método de radiodiagnóstico possui formas específicas para a quantificação das doses depositadas.

Os descritores são importantes pois remetem a variáveis próprias de cada procedimento como: espessura dos cortes, comprimento longitudinal da varredura e *pitch*. Com isso possibilitam correlacionar os parâmetros com a dose depositada. Dentre os parâmetros utilizados para correlacionar a dose em TC, se destaca o MSAD (*Multiple Scan Average Dose*), devido a sua adoção como referência na portaria 453 da ANVISA. Ele pode ser descrito como a dose média de um único corte devido a uma varredura e matematicamente pode ser definido como a integral da curva de doses em função da posição no eixo longitudinal z dos pontos de doses conhecidas, dividido pelo incremento total da varredura I (número de cortes multiplicado pela espessura de cada corte), conforme a Eq.3.9 citeDAKINS (ANVISA, 1998).

$$MSAD = \frac{1}{I} \cdot \int_{-I/2}^{I/2} D(z) dz \quad (3.9)$$

Como a exata obtenção da curva $D(z)$ não é experimentalmente praticável, o MSAD pode ser calculado através da Eq. 3.10.

$$MSAD = \frac{1}{I} \cdot \sum_{-I/2}^{I/2} D(z) dz \quad (3.10)$$

Em uma situação ideal a dose média em cada corte, se iguala à dose no centro de um objeto simulador cilindrico $D(0)$. Este valor de dose pode ser obtido através da Eq. 3.11.

$$D(0) = \frac{1}{I} \cdot \int_{-I/2}^{I/2} D(z) dz \quad (3.11)$$

Isto possibilita a determinação de uma grandeza equivalente ao MSAD com a realização de apenas um corte, desde que se considere que a $D(0) = MSAD$, para a dose depositada por apenas um corte axial. Assim I passa a ser a espessura de corte escolhida T e o intervalo de integração de $D(z)$ deve considerar todas as contribuições dosimétricas devido àquele corte, que são teoricamente perceptíveis a distâncias infinitas, ou seja, o intervalo de integração passa a ser de $-\infty$ até $+\infty$.

A grandeza assim definida é chamada CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e pode ser obtida conforme a Eq. 3.12.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3.12)$$

Em MDCT, cujos aparelhos realizam vários cortes simultaneamente, deve-se considerar o número n de cortes com espessura T obtidos por cada volta completa do tubo no interior do *gantry*, definido como o ciclo do tubo, de modo que o CTDI possa ser definido pela Eq. 3.13.

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3.13)$$

Para facilitar a determinação deste descritor o FDA (*Food and Drug Administration*), um dos organismos responsáveis pela composição e manutenção do Código Federal de Regulações dos Estados Unidos, sugere que os intervalo de integração para o cálculo do CTDI seja reduzido a uma distância igual a 14 vezes a espessura de cada corte, pois as contribuições dosimétricas além desta distância são numericamente desprezíveis. Assim o CTDI pode ser definido através da Eq. 3.14.

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-7T}^{+7T} D(z) dz \quad (3.14)$$

Esta formulação, facilitou a determinação do CTDI, pois experimentalmente ele é facilmente obtido por meio de TLD's ou filmes radiocrômicos. No entanto, inviabilizou o uso de câmaras de ionização tipo lápis, extensamente difundido para a dosimetria de TC.

Esta limitação se deve a fato das câmaras tipo lápis terem um comprimento sensível de 10cm, o que limita seu uso apenas a cortes de 0,7 cm de espessura, que nem sempre é possível por limitação da tecnologia dos aparelhos de TC, ou condizente com o objetivo da dosimetria.

O $CTDI_{100}$ foi proposto justamente para a solução deste impasse. Nesse parâmetro de referência de dose o intervalo de integração de $D(z)$ é igual ao comprimento útil das câmaras lápis, 100 mm, facilitando seu uso, sem contudo, inviabilizar o uso de outros métodos dosimétricos.

O $CTDI_{100}$ é determinado através da Eq. 3.15.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z) dz \quad (3.15)$$

Todos as variantes do CTDI mencionadas anteriormente têm seus valores diretamente dependentes da profundidade na qual os dosímetros são colocados nos objetos simuladores cilíndricos de PMMA, normalmente utilizados para medição de doses em TC. Para suprir esta deficiência é comum a utilização de um descritor que se encarregue de fornecer uma média ponderada das contribuições periféricas e centrais do corte. Para isto para a composição do CTDI ponderado ($CTDI_w$), a dose medida na região central do objeto simulador contribui com um terço da dose total e a dose medida na região periférica contribui com dois terços, conforme a Eq. 3.16.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}(CTDI_{100})_{centro} + \frac{2}{3}(CTDI_{100})_{periferia} \quad (3.16)$$

As variantes do CTDI até aqui mencionadas se referem a quantificações da dose devido a um único corte, para se considerar as contribuições de cortes vizinhos para a dose deve se considerar a relação entre a colimação do feixe NT e a distância entre os cortes d . Esta razão indica o quão afastados ou próximos estão os tecidos já irradiados. O $CTDI_{vol}$ é o descritor responsável por estas ponderações e é matematicamente descrito conforme a Eq. 3.17.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{NT}{I} \quad (3.17)$$

Finalmente deve ser citado o parametro de referencia de dose em TC DLP (Dose Length Product). Este parâmetro considera como fator magnificador da dose o comprimento longitudinal da varredura z , o que de fato é real, pois a dose total depositada será tanto maior quanto maior for o comprimento da região da qual se deseja gerar imagens diagnósticas. Para isto ele se aproveita da concatenação de informações de cada corte, providenciada pelo $CTDI_{vol}$ e as aplica de maneira uniforme a todo o comprimento da varredura, conforme a Eq. 3.18.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (3.18)$$

Onde L é o comprimento da varredura.

É importante ressaltar que, os descritores MSAD e CTDI não consideram o volume total varrido, por isto não fornecem um indicativo dos riscos envolvidos na irradiação, no entanto, o

DLP o faz, por isto é utilizado como o melhor descritor de dose, em tomografia computadorizada, para quantificá-lo.

Novos descritores de dose

O grande número de descritores de dose, criados apartir das diversas tentativas de se expressar com fidelidade as doses depositadas em exames de tomografia computadorizada, levaram a necessidade de uma padronização destas grandezas pelos órgãos internacionais regulamentadores.

Neste sentido a (IAEA) e a (ICRU), criaram grupos de trabalho com a finalidade de somar esforços para a realização desta tarefa, o que culminou na substituição dos tradicionais descritores de dose por novos descritores baseados no índice de Kerma no ar livre $K(z)$. O índice $CTDI_{100}$ foi substituído pela integração do $K(z)$ nos 100 mm de comprimento da câmara de ionização utilizada como método padrão de dosimetria de TC, ponderada pela espessura de corte própria do tomógrafo, como pode ser visto na Eq.3.19.

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{50mm}^{+50mm} K(z) dz \quad (3.19)$$

Para a dosimetria em MDCT, o mesmo descritor deve contemplar também estas características, de modo que o número N de cortes realizados simultaneamente deve ser considerado. Conforme pode ser visto na Eq. 3.20.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} K(z) dz \quad (3.20)$$

O índice de dose $CTDI_W$, responsável por contabilizar contribuições dosimétricas periféricas e a contribuição central em um objeto simulador de PMMA, foi substituído pelo descritor C_W , dado pela Eq. 3.21.

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (3.21)$$

Onde os termos $C_{PMMA,100,c}$ e $2C_{PMMA,100,p}$, referem-se a medida de $C_{a,100}$ no centro do objeto simulador e a média das quatro medidas de $C_{a,100}$ na periferia do mesmo objeto a 1 cm de profundidade, respectivamente.

O descritor $CTDI_{VOL}$, por sua vez, foi substituído pelo C_{VOL} , que é dado pela Eq. 3.22:

$$C_{VOL} = C_W \frac{NT}{l} = \frac{C_W}{p} \quad (3.22)$$

onde l é a distância percorrida pela mesa durante uma rotação helicoidal ou entre a aquisição de dois cortes contíguos e p o *pitch*.

Os descritores anteriormente mencionados podem ainda ser normalizados para que seja possível a comparação de dados obtidos de diferentes tomógrafos, neste caso, cada descritor é dividido pelo produto do tempo de exposição por unidade de corrente do tubo, P_{It} e passam a ser escritos como; ${}_nC_{a,100}$, ${}_nC_W$ e ${}_nC_{VOL}$.

O antigo descritor DLP, também foi substituído pelo $P_{KL,CT}$ que pode ser escrito como na Eq.3.23, na qual o índice j do somatório representa cada série ou sequência de varreduras helicoidais formando parte do exame.

$$P_{KL,CT} = \sum_j {}nC_{VOL,j} l_j P_{It,j} \quad (3.23)$$

3.7.2 Perfil longitudinal de dose

Os descritores anteriormente mencionados, em sua grande maioria, são obtidos por meio do uso de uma câmara de ionização tipo lápis e um objeto simulador cilíndrico de PMMA, com 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, que pode ser visto na Fig. 3.14

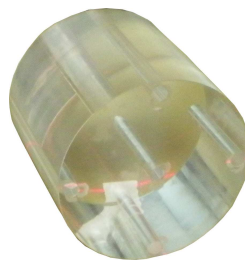


Figura 3.14: Objeto simulador de cabeça confeccionado em PMMA.

No entanto, a leitura fornecida pela câmara de ionização não contempla as características de deposição de dose pontual ao longo do volume varrido.

Como esta informação pode ter implicações importantes, principalmente no que diz respeito ao dano provocado pela radiação, os perfis longitudinais de dose são uma alternativa adequada, pois informam o comportamento dosimétrico ao longo de um eixo longitudinal do volume varrido. A Fig.3.15 ilustra a variação de dose no eixo longitudinal para medições nas quatro posições periféricas, denominadas Norte, Sul, Leste e Oeste e na posição central de um

objeto simulador cilíndrico no isocentro do tomógrafo, utilizando filmes radiocrômicos, em uma varredura de 10 cm de comprimento (OLIVEIRA, 2011).

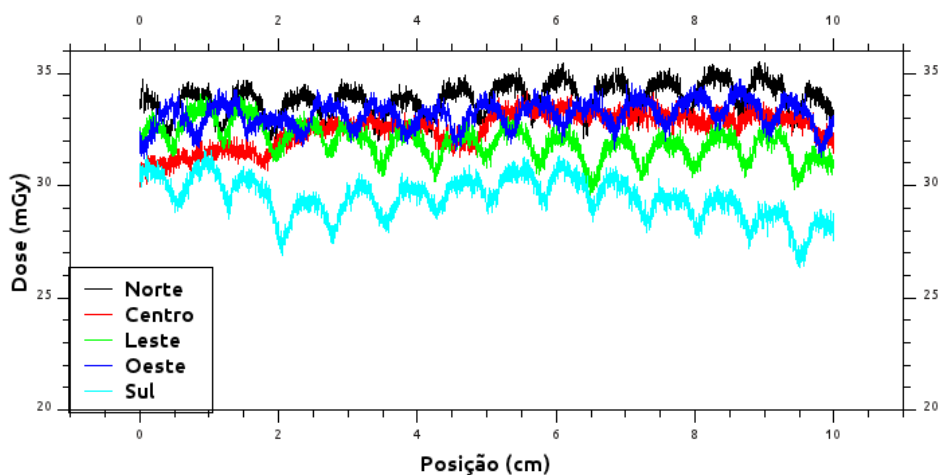


Figura 3.15: Perfil longitudinal de dose obtido por filme radiocrômico em varreduras de TC .

A posição do eixo escolhido para a composição de um perfil longitudinal de dose pode ainda contribuir com informações que indiquem a relativização da dose segundo a profundidade e lateralidade, ou ainda, o nível de radiação espalhada na parte central do volume varrido. Esta última leva a predições sobre a qualidade do espectro no tomógrafo pesquisado.

A potencialidade mencionada está condicionada à verificação de múltiplos perfis de dose em um mesmo volume, de modo que suas diferentes posições indiquem, para uma mesma posição em z (longitudinal), qual foi a variação da dose segundo sua profundidade ou lateralidade.

Em uma varredura com o objetivo de obtenção de imagens clínicas, a determinação do MSAD não menciona a magnitude das doses periféricas que podem estar relacionadas a órgãos que apresentam alta sensibilidade às radiações ionizantes, como os cristalinos, bem como não menciona também a magnitude das doses centrais, que podem estar relacionadas a um detrimento de estruturas importantes (FERREIRA et al., 2010).

A utilização de múltiplos perfis longitudinais têm a potencialidade de suprir esta deficiência pois revela esta distribuição em vários níveis, além de revelar a magnitude da contribuição dosimétrica de da obtenção de cada corte para tecidos contíguos, e a influência do *pitch*¹ neste processo (SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA, 2011).

¹Vide seção 3.9.2

3.7.3 Dosimetria pontual

A técnica de dosimetria pontual é uma das poucas capazes de permitir afirmações sobre a dose depositada em um órgão específico, ou em um ponto deste órgão, principalmente porque a variação de dose em uma aquisição de imagens clínicas é ainda maior devido às variações da superfície e conseqüentemente de espessuras, além das diferentes características de absorção apresentadas pelos tecidos humanos. No entanto, o que se mede é a dose em uma região de um objeto simulador antropomórfico e antropométrico equivalente à região na qual estaria o órgão de interesse.

Para isto deve-se pressupor que o depósito de dose neste objeto tenha comportamento semelhante àquele do corpo humano. O que é garantido pela semelhança de densidade e composição química dos materiais escolhidos na sua construção que buscam reproduzir as heterogeneidades mais significativas do organismo humano.

Os dosímetros utilizados para esta técnica, TLD's ou Filmes Radiocrômicos, são posicionados diretamente nos pontos de interesse. Isto é possível pois os objetos simuladores são seccionados de modo a permitir o posicionamento de dosímetros em seu interior.

3.7.4 Câmara de Ionização

As câmaras de ionização são dispositivos detectores de radiação que podem também ser utilizados como dosímetros, na verdade, este é sem dúvida seu uso mais difundido.

De maneira geral, elas podem ser descritas como uma cavidade de volume V dentro da qual se estabelece um campo elétrico. Este é provocado pelo estabelecimento de uma diferença de potencial da ordem de 10^2 volts entre dois eletrodos. Esta cavidade é preenchida por um gás, que geralmente é ar ou outro de densidade equivalente, e quando exposto à radiação sofre ionizações pontuais e, em quantidade proporcional a energia nele depositada (MAYLES, 2007).

A Fig. 3.16 evidencia o posicionamento dos eletrodos na câmara de ionização. O eletrodo interno, ou eletrodo coletor, é responsável pela coleta dos íons e o externo atua como referência de potencial para o primeiro dentre os quais se estabelece o campo elétrico.

Os íons produzidos pela radiação são conduzidos para os eletrodos devido ao campo elétrico, de acordo com sua carga. No entanto, somente o eletrodo coletor está ligado ao sistema de medidas de carga, ou corrente, em um dispositivo associado denominado eletrômetro.

Assim, pode-se supor que o depósito de energia, ou dose, no ar é proporcional ao número de íons captados pelo eletrodo central, desde que a diferença de potencial entre os eletrodos seja

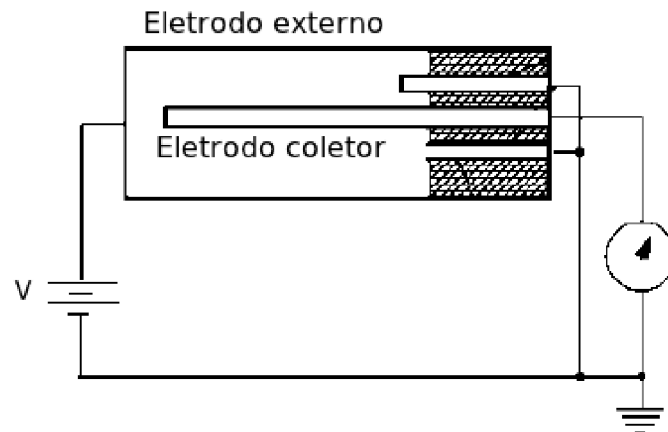


Figura 3.16: Posicionamentos dos eletrodos em uma câmara de ionização. Fonte: Mayles, 2007.

suficientemente grande para evitar as recombinações de cargas e suficientemente baixa para não permitir as multiplicações eletrônicas.

Esta condição está associada a uma faixa de diferenças de potencial de largura relativamente extensa quando comparada com aquelas próprias da operação de outros tipos de detectores gasosos. A Fig. 3.17 apresenta as faixas de diferenças de potencial até o limiar de descarga contínua onde uma medição coerente de corrente não é mais possível.

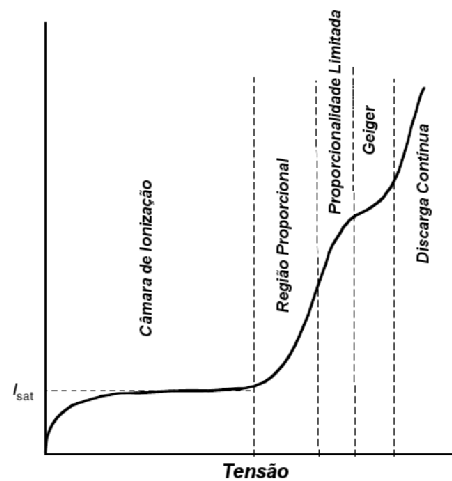


Figura 3.17: Potenciais de operação de detectores gasosos. Fonte: Mayles, 2007.

A medida de dose

Como a radiação ao interagir com o gás no interior da câmara produz cargas elétricas, a quantidade de energia depositada neste meio só pode ser relacionada com as cargas produzidas, já que outras formas de medida da energia são desprezíveis.

Neste caso, é preciso conhecer a quantidade de energia necessária para a produção de um par iônico no meio de interesse (W_g/e). O eletrômetro integra o total de cargas provocadas pela exposição de interesse, ao passo que a energia total depositada é determinada pela Eq. 3.24 .

$$E_t = \left(\frac{W_g}{e} \right) Q \quad (3.24)$$

Se a dose é definida como a energia depositada por unidade de massa, então ela pode ser relacionada à Eq. 3.24 como apresentado na Eq. 3.25 .

$$D_g = \left(\frac{W_g}{e} \right) \frac{Q}{m} \quad (3.25)$$

onde D_g é a dose absorvida no gás.

A massa de ar utilizada na equação acima é de difícil conhecimento e sua utilização poderia introduzir incertezas adicionais às leituras. A solução para esta questão surge da definição de densidade que possibilita que a mesma equação seja escrita conforme a Eq. 3.26.

$$D_g = \left(\frac{W_g}{e} \right) \frac{Q}{\rho V} \quad (3.26)$$

onde ρ é a densidade do gás no interior da câmara e V é o seu volume, que geralmente é fornecido pelo fabricante.

No entanto, a densidade assumida pelo gás no interior da câmara, caso ela seja aberta ao ambiente, é função dos fatores ambientais como temperatura e pressão atmosférica. Esta colaboração introduz na metodologia da dosimetria a necessidade de controle da temperatura e pressão do ambiente, para a correta obtenção da dose. É importante ressaltar que assim como as câmaras de ionização são instrumentos de alta precisão, os barômetros e termômetros envolvidos na dosimetria também o devem ser.

A correção da interferência dos fatores ambientais na leitura da dose, na prática, não é computada sobre a densidade do ar, ao contrário disto, nos laboratórios de calibração utiliza-se densidade padrão para o gás em condições ambientais específicas e um fator de correção proporcional às variações de temperatura e pressão próprias do ambiente onde ser fará a dosimetria (MAYLES, 2007).

Este fator pode ser entendido facilmente com uma simples análise termodinâmica. Se a densidade do gás é suposta constante e a câmara incompressível e inextensível então seu volume também o é. Supondo também que o gás no interior da câmara possa ser tratado como um gás ideal então o volume da câmara de ionização nas condições de calibração pode ser escrito

conforme a Eq. 3.27.

$$V_0 = \frac{nRT_0}{P_0} \quad (3.27)$$

E em condições de operação como a Eq. 3.28.

$$V = \frac{nRT}{P} \quad (3.28)$$

Como foi dito, suposto constante o volume a igualdade das duas equações acima torna-se possível encontrar a constante k_{TP} , pela Eq. 3.29.

$$\frac{nRT_0}{P_0} = \frac{nRT}{P} = k_{TP} \quad (3.29)$$

A constante k_{TP} pode então ser utilizada como correção de temperatura e pressão, para a leitura fornecida pelo eletrômetro. Sendo ρ e V constantes então a massa do gás no interior da câmara também o é e a equação da dose depositada no ar é definida pela Eq. 3.30.

$$D_g = \left(\frac{W_g}{e} \right) \frac{Q}{m_g} \cdot k_{TP} \quad (3.30)$$

Na rotina dosimétrica o valor k_{TP} é determinado facilmente por uma pequena manipulação da Eq. 3.31 .

$$k_{T,P} = \frac{273,2 + \alpha_0 \frac{P}{P_0}}{273,2 + \alpha} \quad (3.31)$$

onde α é a temperatura em graus Célsius e P a pressão em Pa.

Todas estas considerações acerca da influência dos fatores ambientais restringem a correta coleta de dados dosimétricos a casos nos quais a câmara de ionização tem a mesma pressão e temperatura interna do ambiente, para isso é importante que o dosímetro e possíveis objetos simuladores fiquem no ambiente da dosimetria por tempo suficiente para entrarem em equilíbrio térmico e barométrico.

Em dosimetria de TC a câmara geralmente utilizada é denominada câmara de ionização tipo lápis. Trata-se de uma câmara não selada cilíndrica de comprimento sensível igual a 10 cm, cuja geometria, e a disposição do eletrodo coletor, permitem que ela tenha uma boa uniformidade de detecção quando irradiada de maneira radial a partir de qualquer ângulo, de modo que se torna adequada para a utilização em tomografia computadorizada. Além disso suas dimensões

são especialmente projetadas para a utilização em simuladores de polimetilmetacrilato comuns na dosimetria em TC. A Fig. 3.18 mostra a estrutura interna de uma típica câmara de ionização tipo lápis.

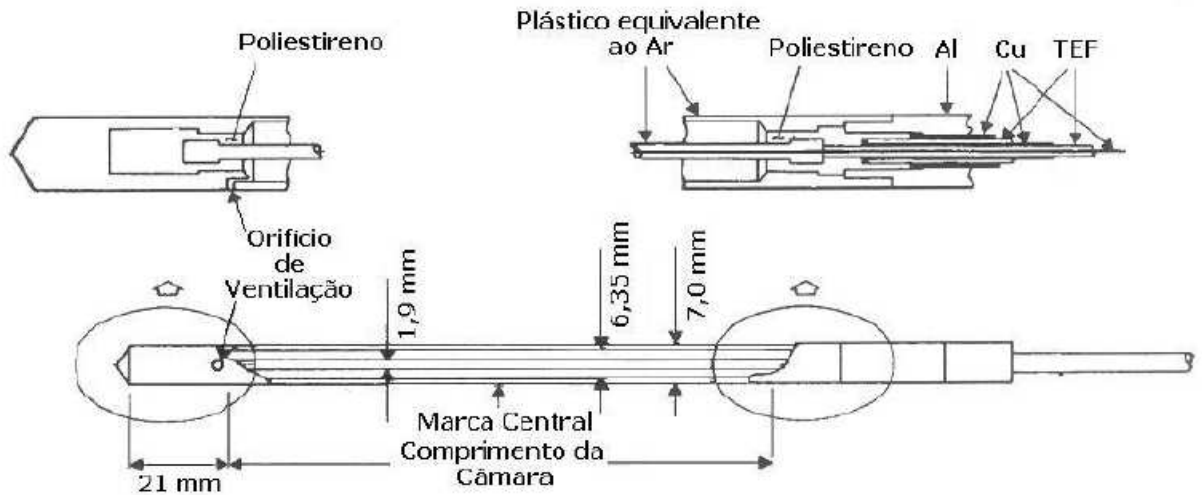


Figura 3.18: Estrutura interna de uma câmara de ionização tipo lápis. Fonte: Mayles, 2007.

3.7.5 Dosímetros termoluminescentes

A dosimetria termoluminescente, também largamente utilizada em tomografia computadorizada é especialmente útil por permitir um dinamismo maior na obtenção de medidas pontuais, pois os dosímetros não precisam ser ligados a sistemas elétricos de alimentação ou transferência de dados.

Além disso, os dosímetros termoluminescentes têm uma ótima resposta dosimétrica para pequenos volumes e se bem selecionados se comportam de maneira semelhante a diferentes tecidos humanos em termos de ocorrência de efeito fotoelétrico e Compton como mostra a Tab. 3.1. Estes dosímetros são baseados na característica de certos cristais dopados de absorver a energia de radiações ionizantes, e reemitir-la quando aquecidos em temperaturas específicas.

Fisicamente isto pode ser explicado como um fenômeno no qual os elétrons de um cristal podem ocupar duas regiões principais, a banda de valência, que corresponde àqueles níveis de energia fracamente influenciados pela presença de outros elétrons, por estarem com seus orbitais totalmente preenchidos, e a banda de condução, que corresponde a uma região energética parcialmente preenchida e que possibilita uma mobilidade eletrônica na rede cristalina.

Tomando um cristal simples para exemplificação, como o LiF (Fluoreto de Lítio), pode-se notar que a distribuição eletrônica individual de cada átomo varia sensivelmente quando estes

Tabela 3.1: Comparação entre dosímetros termoluminescentes, diodos detectores e tecidos humanos.

Material	Ef. Fotoelétrico	Ef. Compton	Pd. de Pares	Densidade
	Z_{eff}	e^-/g	Z_{eff}	g/cm^3
Silício(Diodo)	14	$3,00 \cdot 10^{23}$	-	2,33
<i>LiF(Mg, Ti)</i>	8,14	$2,79 \cdot 10^{23}$	7,50	2,64
<i>LiF(Mg, Ti, Na)</i>	8,14	$2,79 \cdot 10^{23}$	7,50	2,64
<i>Li₂B₄O₇ : Mn</i>	7,4	$2,92 \cdot 10^{23}$	6,90	2,30
<i>Li₂B₄O₇ : Cu</i>	7,4	$2,92 \cdot 10^{23}$	6,90	2,30
<i>CaSO₄ : Mn</i>	15,3	$3,02 \cdot 10^{23}$	-	2,61
<i>CaSO₄ : Dy</i>	15,3	$3,02 \cdot 10^{23}$	-	2,61
<i>CaF₂ : Mn</i>	16,3	$2,95 \cdot 10^{23}$	-	3,18
<i>CaF₂ : Dy</i>	16,3	$2,95 \cdot 10^{23}$	-	3,18
Ar	7,64	$3,03 \cdot 10^{23}$	7,36	$1,293^{-3}$
Água	7,42	$3,34 \cdot 10^{23}$	6,60	1,00
Gordura	5,92	$3,48 \cdot 10^{23}$	5,2	0,91
Músculo	7,42	$3,36 \cdot 10^{23}$	6,60	1,04
Osso	14	$3,00 \cdot 10^{23}$	10	1,01 - 1,60

Fonte: Mayles, 2007.

Tabela 3.2: Distribuição eletrônica dos átomos de Li e F isolados e na composição cristalina do sal LiF.

	Distribuição Eletrônica de Átomos Livres	Distribuição Eletrônica de Íons Cristalinos
Li	1s – 2 elétrons	1s – 2 elétrons
	2s – 1 elétron	2s – 0 elétron
F	1s – 2 elétrons	1s – 2 elétrons
	2s – 2 elétrons	2s – 2 elétrons
	2p – 5 elétrons	2p – 6 elétrons

compõem o cristal.

O orbital $2p^6$ como está totalmente preenchido contribui para a formação da banda de valência ao passo que o orbital $2s^0$ contribui para a formação da banda de condução.

Além disso, existe uma lacuna energética entre estes dois estados comumente chamada de banda proibida ou gap onde, a princípio, não são encontrados elétrons.

Tendo, tais cristais imperfeitos, sido irradiados, surgem elétrons livres na banda de condução devido ao efeito de ionização que caracteriza as radiações ionizantes. De maneira concomitante à vacância deixada pelo elétron na banda de condução também se comporta como uma partícula, e ambos, elétron na banda de valência e lacuna na banda de condução, têm extensa mobilidade dentro do cristal.

Os cristais utilizados para a dosimetria termoluminescente possuem imperfeições intrínsecas, ou seja, pela falta de um elemento na rede cristalina, ou pela colocação controlada de um elemento não pertencente à rede, em um processo chamado dopagem.

Estas imperfeições geram pares de barreiras de potencial com energias na região de gap, que possuem a capacidade de aprisionar elétrons ou as lacunas eletrônicas já mencionados, que são denominadas de armadilhas. A energia da radiação é armazenada quando estas armadilhas aprisionam elétrons e lacunas por tempo suficientemente longo.

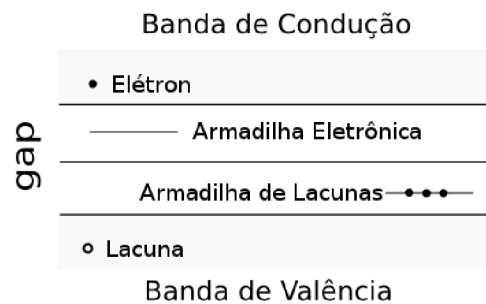


Figura 3.19: Modelo de bandas cristalinas e o posicionamento das armadilhas na região de *gap*.

Tendo sido preenchidas as lacunas, esta energia permanece armazenada até que se forneça energia suficiente ao cristal para que ele libere as partículas ali aprisionadas para as bandas de valência ou condução, respectivamente.

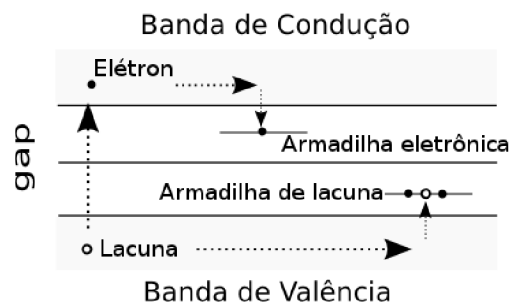


Figura 3.20: Esquema de aprisionamento de elétrons e lacunas nos cristais.

Este fornecimento de energia é realizado pelo aquecimento dos cristais em uma leitora de cristais termoluminescentes. Quando as partículas escapam das armadilhas a energia potencial que armazenavam é emitida na forma de um fóton e a intensidade luminosa percebida durante a leitura de um dosímetro é então proporcional à energia armazenada e a dose depositada no meio no qual o dosímetro foi posicionado.

No entanto, estas emissões luminosas têm comportamento proporcional à temperatura na qual o cristal é aquecido, de modo que se pode compor uma curva de luminosidade, conforme ilustra a Fig.3.21.

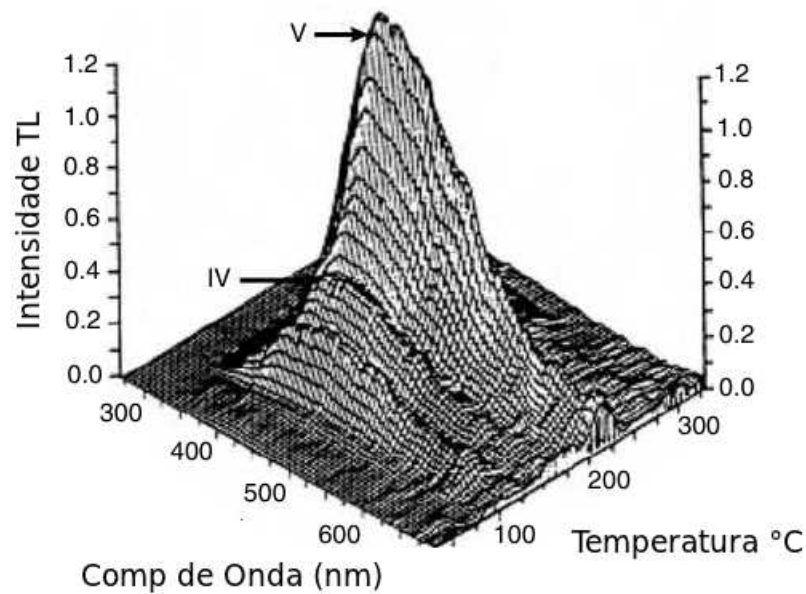


Figura 3.21: Emissões termoluminescentes em função da temperatura e comprimento de onda. Fonte: Mayles, 2007.

Para a dosimetria por TL apenas os picos IV e V indicados são de interesse, os demais são eliminados em um processo de preaquecimento feito antes do posicionamento dos dosímetros na leitora.

Leitura de dosímetros

A leitura dos dosímetros é feita em uma leitora que possui um sistema de aquecimento e um sistema de detecção de luz. As leitoras podem ser manuais ou automáticas. Nas leitoras manuais cada dosímetro deve ser lido individualmente, enquanto nas leitoras automáticas um lote de dosímetros é carregado na bandeja de leituras e estes são lidos um a um em uma sequência contínua do primeiro ao último do lote carregado. A grandeza padrão lida dos dosímetros é carga elétrica, que, para a dosimetria termoluminescente é da ordem de microCoulombs ou nanoCoulombs. No entanto, em alguns casos, os sistemas computacionais associados aceitam a entrada do fator de conversão dos dosímetros fornecendo a dose medida.

O sistema de aquecimento transfere calor para uma pequena placa de material de baixa capacidade térmica, sobre a qual está o dosímetro. Este calor pode ser provido por aquecimento ôhmico, gás aquecido, luz infravermelha ou feixe laser de alta intensidade.

A detecção da luz e leitura da luz emitida pelo TLD é feita por meio de um tubo fotomultiplicador, associado a um sistema de filtragem óptica que reduz a contribuição das emissões infravermelhas. Uma montagem de espelhos é utilizada para a transmissão da luz até o foto-

catodo, afim de evitar o contato térmico deste com o dosímetro e evitar danos no processo de medição.

O tubo fotomultiplicador, na maioria das leitoras, opera em modo de corrente integrada, no qual os fótons são convertidos em corrente elétrica e esta é integrada no tempo com a finalidade de obtenção da carga total do processo. Esta última é computada como sendo proporcional à dose depositada.

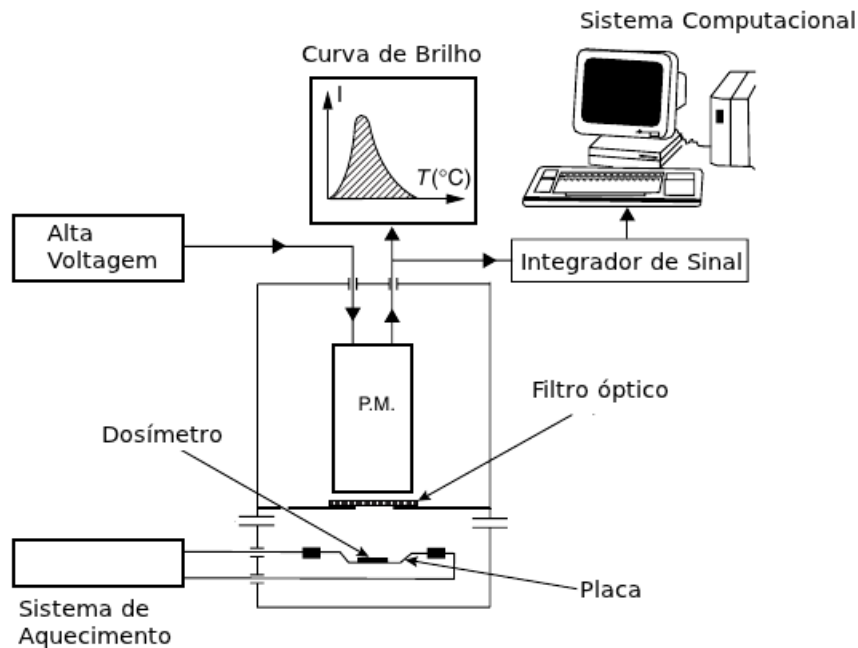


Figura 3.22: Esquema de funcionamento da leitora TL. Fonte: Mayles, 2007.

3.8 Radioproteção em TC

Pelo fato das varreduras por TC usarem os raios X para a geração de dados que permitem a construção da imagem diagnóstica, devem ser considerados os possíveis efeitos que o depósito de energia deste tipo de radiação podem provocar nos tecidos com os quais interage. Esta deposição de energia pode provocar ionizações intra e extracelulares potencialmente danosas às células individualmente, mas nem sempre danosas ao tecido ou à estrutura que os constitui.

No entanto, é impossível determinar o comportamento destes efeitos de maneira satisfatória quando se fala em doses comparáveis àquelas depositadas em procedimentos de tomografia computadorizada, isto porque os dados experimentais utilizados como fundamentação para o estado da arte da relação dose versus efeitos biológicos, se referem, em sua grande maioria, a acidentes e ataques nucleares, cujos níveis de radiação só podem ser comparáveis às aplicações

radioterápicas e experimentos com cobaias.

Atualmente, em um modelo de extrapolação linear para a determinação dos possíveis efeitos, se baseia em uma linearização dos efeitos conhecidos para alta dose. No entanto, a resposta radiobiológica para a região de baixa dose é muito influenciada por agentes químicos que concorrem com ação física da radiação. Deste modo, a validade do modelo de extrapolação linear é muito questionada, sendo comum especulações a respeito de uma super ou subvalorização dos efeitos prováveis. A Fig. 3.23 ilustra graficamente o modelo de extrapolação linear curva (a), nela pode-se ver que não são contabilizados possíveis efeitos de aumento na probabilidade de ocorrência de efeitos de baixa dose, curva (b), assim como também não são, as possíveis reduções nesta probabilidade devido a fatores desconhecidos, curva (c).

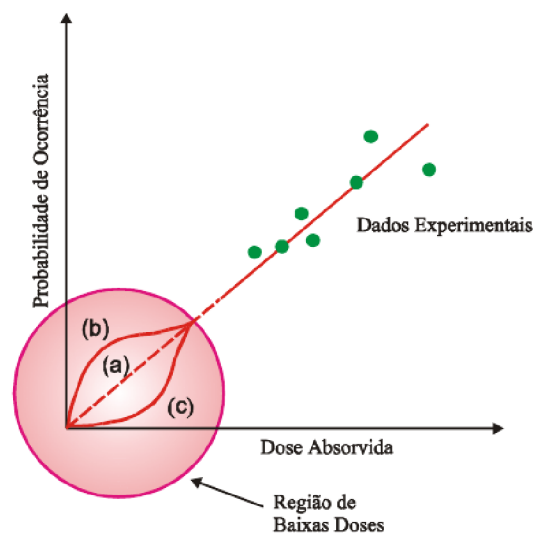


Figura 3.23: Modelo de extrapolação linear.

No entanto, é consenso que em maior ou menor grau o risco de efeitos provocados pela deposição de energia dos raios X provenientes de exames de tomografia computadorizada é uma realidade. Esses efeitos são os denominados efeitos tardios, dos quais o mais preocupante é a probabilidade indução do câncer.

Esta incerteza na predição de efeitos danosos torna a aplicação de técnicas de radioproteção uma necessidade cada vez mais urgente, tendo em vista o aumento no número de exames realizados e a alta dose associada à TC quando comparado com outras técnicas de radiodiagnósticas.

O princípio norteador da radioproteção determina que as doses devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (ALARA), ou seja, os parâmetros determinantes da dose no paciente devem ser manipulados para que se obtenha a menor dose possível de modo a preservar a qualidade diagnóstica que se julga necessária para aquele procedimento.

Para isso define-se que toda a irradiação de seres humanos, inclusive os exames de tomografia computadorizada deve ser justificada, a proteção radiológica de todos os envolvidos deve ser otimizada e a doses individuais limitadas tanto quanto possível. Estas práticas são usualmente consideradas princípios básicos da radioproteção decorrentes do princípio ALARA (CNEN, 2005).

3.8.1 Justificação

A justificação da exposição de um indivíduo está condicionada ao benefício total que esta prática pode trazer ao exposto ou a sociedade, de modo que este benefício deve superar o dano causado por esta mesma exposição. Além disso, a eficácia do método deve ser constatada em relação a outros métodos que não utilizem radiação ionizante. Na saúde existem duas formas principais de justificação de exposições:

- Justificação genérica: Todos os novos tipos de exposições médicas devem ser justificados antes de serem adotados na rotina clínica. E estes devem ser revistos sempre que novos dados científicos obtiverem informações relevantes sobre o método;
- Justificação de exposição individual: Toda exposição médica deve ser justificada individualmente tendo em vista seus objetivos e as características do paciente.(JUCIUS, 1977)

3.8.2 Otimização da proteção radiológica

A otimização da proteção radiológica se dá basicamente em dois níveis; no projeto das instalações e construção dos equipamentos e na rotina clínica de exposições, sendo que esta última implica mais significativamente na dose depositada no paciente.

Esta rotina clínica abrange também todas as práticas profissionais e as tomadas de decisões da equipe durante as exposições, que contribuem diretamente com a segurança do paciente, inclusive radiológica, e na qualidade do serviço.

Desse modo, as exposições devem ser otimizadas ao valor mínimo condizente com o objetivo da exposição. Em exames de tomografia computadorizada isto está relacionado diretamente com a qualidade da imagem gerada. Isso implica em uma necessidade de se adequar os parâmetros de operação dos tomógrafos de modo obter a mínima dose possível condizentes com a qualidade diagnóstica necessária para a investigação clínica do caso.

Estas práticas envolvem uma busca trabalhosa que deve levar em conta não apenas a melhor combinação de parâmetros de operação, mas também as características físicas dos paciente. Em

1995, Moors apresentou um processo coerente para a solução desta questão, de modo a determinar os parâmetros associados aos níveis de referência e ao conceito de “qualidade clínica” da imagem médica.

Neste processo Moors sugere que se parta do consenso dos requisitos mínimos necessários para uma imagem de qualidade clínica, procura-se os parâmetros da técnica que reproduzam tal especificação, pondera-se variações dos valores escolhidos de acordo com possíveis variações de massa corporal e dimensões do paciente e determina-se segundo os valores escolhidos o nível de dose referência para o serviço em questão, desde que abaixo dos valores considerados como limites.

A implementação de práticas otimizadas esbarram, quase sempre, no despreparo de profissionais responsáveis, no desinteresse dos mesmos na questão da dose depositada no paciente e na subjetividade dos médicos no que diz respeito a qualidade de imagem diagnóstica (MOORS, 1995).

3.8.3 Limitação da dose individual

No Brasil o estabelecimento de limites de dose associados à tomografia computadorizada, é regido pela portaria 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária, que determina restrições de dose em tomografia computadorizada em termos do MSAD (Dose Média em Cortes Múltiplos) falando apenas em Cabeça, Coluna Lombar e Abdômen como pode ser visto na Tab. 3.3.

Tabela 3.3: Limites de dose (MSAD) estabelecidos pela portaria 453/98 da ANVISA.

Exame	Dose média em cortes múltiplos
Cabeça	50 mGy
Coluna lombar	35 mGy
Abdômen	25 mGy

Valores de restrições considerando o MSAD, conforme mencionado, citam apenas as doses médias em um corte central das regiões de varredura. Apesar de serem indicativos da dose total, eles não contemplam as doses pontuais e a radiosensibilidade dos tecidos expostos, o que faz de sua utilização um indicativo deficiente do detrimento local que a varredura pode causar.

3.9 Os protocolos de TC

Os protocolos para varreduras de tomografia computadorizada são programas específicos de operação do aparelho, que atendem à característica do exame a ser realizado. Nos tomogra-

fos modernos existem vários protocolos para as diversas investigações, comuns deste tipo de procedimento radiodiagnóstico.

No entanto, os protocolos nativos geralmente não contemplam de maneira satisfatória a diversidade de indivíduos expostos à radiação ionizante proveniente das varreduras de TC. Na verdade, as únicas variações encontradas de protocolos nativos, que consideram as características físicas do paciente, são dedicadas unicamente a pacientes obesos ou pediátricos.

Desta forma faz-se necessária uma adaptação ou adequação dos parâmetros de operação para a criação de um protocolo individualizado que garanta a qualidade de imagem tomada como satisfatória para o diagnóstico e uma otimização das doses depositadas em paciente.

Os parâmetros controláveis que influenciam a dose depositada e também na qualidade da imagem são:

- Colimação do feixe;
- *Pitch*;
- Corrente catodo-anodo do tubo de raios X;
- Tensão de alimentação do tubo de raios X;

Além destes, é possível adequar as dimensões da matriz que será usada na composição da imagem. No entanto, apesar desta escolha afetar diretamente na resolução da imagem, pois tem a possibilidade de aumentar ou diminuir o tamanho do pixel segundo o FOV, elas não influem na dose no paciente.

3.9.1 Colimação do feixe

Como raios X compõem um tipo de radiação indiretamente ionizante, eles não podem ter o sentido de propagação redirecionado devido a interações coulombianas, por isso o termo colimação aplicado aqui designa, na verdade, uma obturação do feixe de modo que ele tenha apenas a largura de interesse.

Esta largura designada compõe o parâmetro de controle denominado colimação. Aparelhos modernos permitem uma colimação mínima de 0,5 mm, no entanto varreduras com feixes de até 10mm são comuns.

A espessura do feixe determina também, de maneira direta, qual a espessura do volume da fatia que será irradiada em uma volta completa do tubo de raios X no interior do *gantry*, ou seja,

tendo sido escolhido uma colimação de 5mm o volume irradiado para a obtenção de um corte terá esta mesma espessura e a imagem formada representará esta fatia irradiada.

Em aparelhos multicortes (MDCT), a colimação é designada de maneira a descrever quantos cortes de espessura serão produzidos em uma volta completa do tubo de raios X no interior do *gantry*. Uma colimação de $(4 \times 2,5)mm$ produzirá a irradiação de 4 fatias de 2,5 mm de espessura simultaneamente, ao passo que o feixe empregado nesta varredura terá 10 mm de espessura (DAWSON; LEES, 2001).

A escolha de um corte mais fino ou mais grosso depende das características da região de varredura e do desejo de uma imagem com maior resolução espacial ou com maior detecção de contraste respectivamente. Isto pode ser explicado pela análise do volume do voxel de cada caso. Espessuras maiores determinam um voxel de maior volume e sendo a atenuação proporcional ao tamanho do voxel, devido a maior ou menor absorção de fótons, ela será tanto maior ou menor segundo varie a colimação do feixe acentuando as diferenças de densidade em voxels maiores (contraste). Assim, para regiões com pouca diferença de absorção entre os tecidos, o uso de um voxel de maior volume pode melhorar o contraste.

Por outro lado, quanto menor a espessura do feixe maior o detalhamento das informações obtidas, maximizando a resolução espacial e possibilitando reconstruções multiplanares com maior riqueza de detalhes.

3.9.2 Pitch

Para a compreensão do conceito de *pitch* é preciso comentar sobre a distância entre eixos de corte, que refere-se ao espaçamento que existe entre os raios centrais de cada corte programado para a varredura.

Esta distância tem dimensões comparáveis às da espessura do feixe. É importante ressaltar também que ela determina o incremento da mesa entre a obtenção de duas imagens sucessivas, no caso de uma aquisição axial. Logo, a distância entre eixos pode ser interpretada como o deslocamento da mesa por volta do tubo d .

A razão entre este deslocamento e a espessura do feixe determina a grandeza denominada *pitch*:

$$pitch = \frac{d}{l} \quad (3.32)$$

Em situações onde o $pitch = 1$ então $d = l$, e o incremento da mesa será igual à espessura

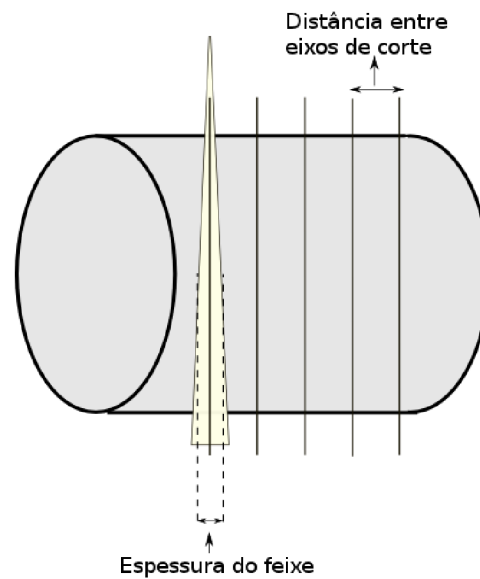


Figura 3.24: Ilustração da espessura de feixe e da distância entre os cortes em uma varredura. Fonte: Godoi, 2009.

do feixe.

Se o *pitch* for maior que um então $d > l$, ou seja, uma fração de tecido entre os eixos de corte, em aquisições axiais, não é diretamente irradiado, já que o incremento da mesa é maior que a espessura do feixe.

A terceira possibilidade implica em $d < l$, e sendo o incremento menor que a espessura do feixe então neste caso uma mesma fração do tecido será reirradiado, em cortes adjacentes.

Para varreduras helicoidais, a continuidade do movimento longitudinal da mesa, impede uma perfeita definição dos eixos de corte, o que não se torna um problema, já que a distância considerada para a obtenção do *pitch* pode ser facilmente tomada como aquele deslocamento relativo entre mesa e *gantry* durante o tempo de uma volta completa do tubo de raios X no interior do *gantry*.

É importante ressaltar que, um cuidado especial deve ser tomado quanto à definição de *pitch* adotada em cada tomógrafo, a equação mencionada anteriormente, tomada também como padrão pela ICRP, difere da definição adotada por alguns fabricantes na qual ele é definido como:

$$pitch = \frac{d}{e} \quad (3.33)$$

Onde e é a espessura do corte e não do feixe.

É claro que as duas definições só diferem para varreduras do tipo MDCT, já que em modo *single slice* elas são indistinguíveis.

Em termos dosimétricos, o *pitch* menor que um provoca uma elevação da energia depositada no paciente, devido as reirradiações anteriormente mencionadas, em contra partida, o seu aumento acarreta uma diminuição da qualidade da imagem e a conseqüente redução da capacidade diagnóstica. Valores entre 1 e 2, comprovadamente, são satisfatórios para um equilíbrio entre dose e qualidade da imagem.

3.9.3 Corrente catodo-anodo do tubo de raios X

A taxa temporal de passagem de cargas entre catodo e anodo define a corrente entre estes elementos, que nos tomógrafos modernos variam entre 100 e 500 mA. Este valor influi diretamente no número de fótons criados, ou seja, mesmo que o aumento da corrente não implique em um aumento energético do feixe, ele provoca uma elevação na intensidade no espectro.

Desse modo, o tubo de raios X passa a disponibilizar mais fótons em toda sua faixa energética que conseqüentemente, implica em um aumento da radiação secundária e no ruído da imagem. Esta elevação causa também um aumento da potência elétrica dos tubos de raios X, um aumento no desgaste deste, devido ao maior número de elétrons atingindo o alvo, maior necessidade de eficiência no sistema de refrigeração e finalmente redução de sua vida útil.

Como o valor da corrente está relacionado com a intensidade do feixe, seu aumento ou diminuição afeta o valor da intensidade de entrada I_0 que é proporcional à fração percebida pelos detectores $I(x)$. Considerando que a atenuação do feixe é definida pela Eq. 3.34

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x} B(\mu x) \quad (3.34)$$

Assim, para que a intensidade detectada seja suficiente para a geração de um sinal eficiente no arco detector, o valor da corrente deve ser condizente com a largura da fatia irradiada no paciente. Não obstante, a escolha de um protocolo nativo do aparelho não contempla as dimensões próprias do paciente, o que implica na inadequação da corrente para a maioria dos pacientes.

Uma corrente menor que a necessária, produz baixa qualidade de imagem, pois o sinal que atinge o detector torna-se fraco e uma fração considerável da energia do feixe é depositada no paciente. Em contrapartida, um valor acima daquele ideal, para as características do paciente provoca uma elevação da dose devido ao aumento do número de fótons que interagem com o objeto irradiado.

É preciso ressaltar que geralmente os tomógrafos não fornecem o valor preciso da corrente no tubo e sim o fator mAs . Este se refere ao produto entre a corrente, já mencionada, e o tempo de ciclo no tubo de raios X. Fisicamente ele pode ser entendido como a carga elétrica transferida entre os terminais do tubo durante um ciclo completo e pode sugerir uma quantificação da intensidade do feixe.

No entanto, como, geralmente, o período de ciclo do tubo de raios X não é um parâmetro controlável, mas padrão para cada tomógrafo, variações no fator mAs referem-se a variações exclusivas da corrente já tratada.

3.9.4 Tensão entre terminais do tubo de raios X (kV)

A diferença de potencial aplicada entre catodo e anodo no tubo de raios X do tomógrafo é responsável pela aceleração dos elétrons termiônicos até o alvo. Esta alta-tensão define a energia dos fótons mais energéticos do espectro de *Bremsstrahlung*.

Deste modo, quanto maior for a diferença de potencial aplicada, maior será a energia dos fótons produzidos por frenagem e maior será a penetração do feixe.

Devido a isto, a escolha do valor de alta-tensão deve ser ponderada, por dois fatores, a largura da fatia a ser varrida e o coeficiente de atenuação, ou densidade, das estruturas internas envolvidas. Paciente com maior diâmetro, ou varreduras de regiões ricas em tecidos ósseos requerem maiores valores de tensão.

Em situação padrão, um aumento da tensão reduz o ruído da imagem formada, isto porque com a maior penetração do feixe um número maior de fótons não espalhados chega aos detectores. Apesar disto, a detecção, em contraste, de tecidos com coeficiente de atenuação próximos é reduzida já que fótons mais energéticos tendem a ser mais indiferentes a variações sutis dos coeficientes de atenuação envolvidos.

O aumento da energia média dos fótons não está associado unicamente a um aumento da tensão, a filtração do feixe também contribui para isto. Como o espectro é contínuo, ele possui fótons de todas as energias possíveis dentro do domínio energético. Porém, os fótons de baixa energia não têm utilidade diagnóstica, pois não conseguem atravessar o volume de interesse para chegarem aos detectores e por isso só contribuem com o aumento da dose.

A introdução de filtros que absorvem estes fótons aumenta a proporção daqueles mais energéticos, sendo este efeito conhecido como endurecimento do feixe (PINA; NETTO, 2009).

Um aumento da tensão no protocolo escolhido, implica em um maior trânsito energético

pelo paciente, isto tem implicações dosimétricas severas, já que provoca sua elevação de maneira exponencial (MEDEIROS, 2009).

3.9.5 O protocolo padrão para varredura de crânio

Ainda que valores de alta-tensão e carga, não sejam especificados pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, pois as características dos tubos de raios X são muito variáveis entre os aparelhos de TC, este sugere, em seus programas de qualidade, técnicas preferencialmente adotadas como guias para a realização de exames de tomografia computadorizada.

Para a varredura de crânio, as recomendações básicas orientam à aquisição de cortes transversalmente orientados, iniciados no forame mágno se estendendo até o vértice da calota craniana. Este volume, assim definido, provoca a irradiação direta dos cristalinos, que são tecidos de alta radiosensibilidade sujeitos à opacidade radioinduzida.

Uma cópia do protocolo sugerido pelo CBR pode ser vista na íntegra no Anexo A.

4 *Materiais e Métodos*

4.1 Amostragem

Com a finalidade de aproximar os dados deste trabalho com os realmente praticados nos serviços de radiodiagnóstico, foram escolhidos três tomógrafos helicoidais multicorte de terceira geração pertencentes a estabelecimentos de assistência a saúde de Belo Horizonte.

A Tab. 4.1 apresenta uma descrição de seus fabricantes e número de canais de cada um dos aparelhos pesquisados, além de atribuir-lhes um rótulo (A, B e C) que será utilizado para referenciá-los durante o trabalho.

Tabela 4.1: Tomógrafos utilizados nos experimentos de dosimetria pontual e obtenção dos perfis longitudinais.

	Fabricante	Número de canais
A	<i>General Eletric</i>	4
B	<i>Philips</i>	16
C	<i>General Eletric</i>	16

4.2 Metodologias de calibração e leitura de dosímetros

4.2.1 Dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes utilizados são de fabricação da Harshaw, compostos de LiF:Mg,Ti (TL100) tipo bastão, têm 1 mm de espessura e 6 mm de comprimento. Segundo o fabricante, os dosímetros possuem taxa de desvanecimento de 5% ao ano à uma temperatura média de 25 °C, e responde linearmente para doses entre 10^{-4} Gy e 10^0 Gy saturando-se para doses acima de 5×10^3 Gy. Esta faixa atende aos interesses deste trabalho já que as doses aferidas são da ordem de algumas dezenas de miligrays. A Fig. 4.1 mostra alguns dosímetros utilizados com suas dimensões comparadas com uma régua graduada.

A leitora dos dosímetros termoluminescentes (TLD) utilizada é também de fabricação da

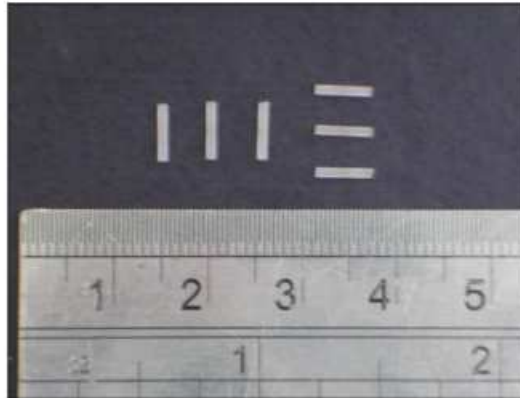


Figura 4.1: Dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti (TL100) tipo bastão.

Harshaw Thermo Electron Corporation, modelo: 4500. A Fig. 4.2 apresenta um vista frontal desta leitora. No processo foi empregado também um forno automático da PTW Freiburg, utilizado para o processamento de *annealing* e preaquecimento dos dosímetros, que pode ser visto na Fig.4.3. Ambos os dispositivos são pertencentes ao laboratório de dosimetria termoluminescente do Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN).



Figura 4.2: Leitora termoluminescente Harshaw, Thermo Electron Corporation, modelo: 4500.

Calibração e Leitura

A calibração dos dosímetros, foi realizada pelo Laboratório de Calibração do CDTN/CNEN, na faixa de energia condizente com a faixa utilizada no trabalho (100kV - 150kV). Para isto foram utilizados três diferentes feixes, produzidos por uma máquina de raios X Seifert-Pantak, pertencente ao mesmo laboratório.

Com a finalidade de obtenção de dados primários um câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo RC6, calibrada no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes



Figura 4.3: Forno automatizado PTW Freiburg modelo TLD O.

(LNMRI) foi posicionada a 100 cm da fonte, conforme mostra a Fig. 4.4. As leituras fornecidas por um eletrômetro da Keithley foram convertidas em taxa de kerma no ar obtida para cada uma das energias utilizadas para a calibração.



Figura 4.4: Posicionamento da câmara de ionização Radcal Corporation modelo RC6.

Em seguida os dosímetros termoluminescentes foram posicionados, em substituição à câmara, em um pequeno suporte de poliestireno expandido, aos mesmos 100 cm de distância da fonte. Os TLD's foram posicionados de maneira que não fossem encobertos pelo material suporte, para que a calibração fosse realizada livre no ar, a fim de que se pudesse comparar os dados da câmara com as leituras no dosímetro. Foi escolhido um tempo de exposição equivalente a um kerma no ar de 5 mGy.

Além disto, cinco dosímetros foram reservados fora da sala de calibração para a medida da radiação de fundo e outros cinco foram utilizados como controle e submetidos a uma irradiação

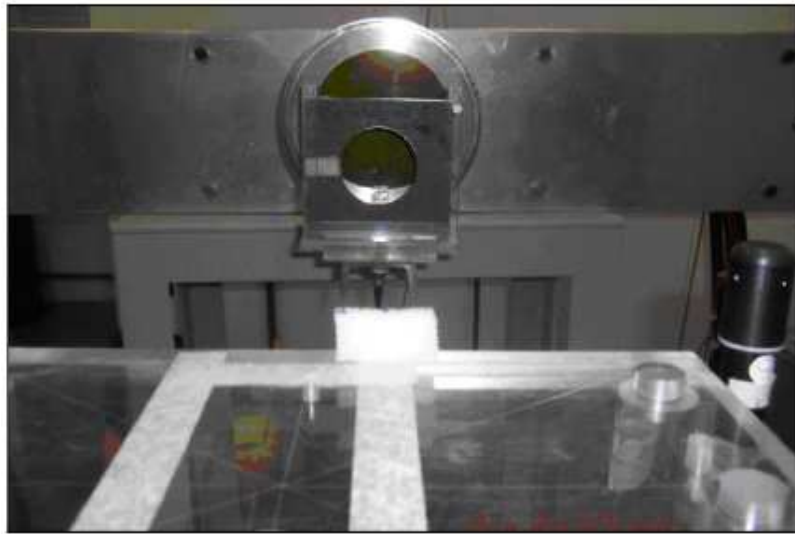


Figura 4.5: Posicionamento dos dosímetros TL durante a calibração.

por uma fonte de ^{137}Cs , também com 5 mGy de kerma no ar.

De posse destes dados foi obtido o coeficiente de calibração dos dosímetros N_k de acordo com a Eq. 4.1 .

$$N_k = \frac{K}{\bar{L}} \quad (4.1)$$

onde é K o kerma no ar e \bar{L} a leitura média em nC obtida da leitura dos TLD's.

O processo de aquisição dos dados começa com a limpeza térmica dos dosímetros por meio de um aquecimento pré-irradiação a uma temperatura de 400°C por uma hora e consecutivo aquecimento a 100 °C por duas horas feito no forno automatizado.

Em alguns casos, para a eliminação de impurezas físicas os dosímetros foram sujeitos a um tratamento mecânico de ultrassom em uma cuba com água tri-destilada.

Após a irradiação, no momento da leitura, um pré-aquecimento foi realizado no forno automatizado à temperatura de 100°C por dez minutos, este processo elimina a contribuição de energias inferiores àquelas armazenadas no dosímetro pela irradiação de interesse, decorrente de outros fenômenos físicos, de modo a limpar a curva de luminosidade dos TLD's e privilegiar somente os picos de interesse dosimétrico.

Em seguida é feita a leitura da carga acumulada na leitora Harshaw, que consiste em um aquecimento controlado dos dosímetros e captura dos fótons luminosos emitidos pelos mesmos.

4.2.2 Câmara de Ionização

Uma câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo: 10X5-3CT, calibrada pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), foi adotada como sistema de dosimetria de referência. Na sua calibração foram utilizadas as mesmas características dos feixes utilizados para a calibração dos dosímetros termoluminescentes.

O protocolo de calibração indica que a câmara de ionização seja posicionada a 100 cm de distância em relação ao tubo de raios X, juntamente com um câmara monitora, pertencente ao IPEN, calibrada pelo Laboratório Primário de Radiações Ionizantes da Alemanha.

Entre a fonte e a câmara, a 5 cm desta última, é colocado um colimador retangular com abertura de 80 mm x 30 mm, conforme mostra a Fig. 4.6.



Figura 4.6: Posicionamento da câmara em relação ao colimador e a fonte de raios X.

Em seguida são realizadas cinco medidas com intervalos de 30 s desde o início da irradiação, de modo que sejam coletados dados acerca da temperatura ambiente, pressão atmosférica e carga e finalmente calculado, de posse destes valores corrigidos, o coeficiente de calibração.

4.2.3 Filmes radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos utilizados, são de fabricação da ASHLAND modelo GAFCHROMIC XR-CT, específicos para uso em tomografia computadorizada. Tem dimensões de 1,91 cm x 12,70 cm e uma escala milimetrada de 100 mm de comprimento como pode ser visto na Fig. 4.7. No entanto, para o uso neste trabalho, os filmes foram divididos ao meio no sentido longitudinal, para aumentar o aproveitamento destes e adequar seu tamanho às dimensões do objeto simulador cilíndrico de PMMA.

Os filmes utilizados são sensíveis a doses superiores a 0,1 cGy, abaixo das quais não produzem um escurecimento que seja suficientemente mensurável, e inferiores a 20 cGy, acima da

qual seu escurecimento é saturado.

A faixa de energia para a qual o escurecimento do filme é proporcional à dose depositada está compreendida entre os valores de alimentação do tubo de raios X de 20 kV a 200 kV, valores estes adequados àqueles praticados em tomografia computadorizada.



Figura 4.7: Filme radiocrômico GAFCHROMIC XR-CT.

Os filmes foram calibrados de maneira comparativa com os dados obtidos por uma câmara de ionização tipo lápis modelo 10x5-3CT da Radcal Corporation. A câmara foi posicionada, alternadamente, dentro dos cinco orifícios do objeto simulador que possui cinco orifícios, um central e quatro periféricos, estes últimos com 1 cm de profundidade, dividindo o cilindro em 4 quadrantes iguais.

O processo de leitura, feito de maneira óptica, gerou uma imagem digital de cada um dos filmes irradiados em um escâner Microtek 9800 XL, no formato *red*, *green* e *blue* (RGB) com resolução de 300 dpi.

As imagens foram tratadas com o software livre ImageJ, no qual se faz uma separação dos canais *red*, *green* e *blue* da imagem para a melhor leitura das imagens. O software é capaz de captar as sutis variações de intensidade de cor e convertê-las em valores numéricos de uma escala arbitrária de tons de cinza.

Esta escala toma o preto como zero e o branco como maior valor, o que não condiz com o padrão de indicação de dose no filme, para o qual tons mais escuros indicam maior dose. Assim é necessário fazer uma inversão da escala de cinzas da imagem para que esta inadequação possa ser corrigida.

Na Fig. 4.8, pode-se ver no topo a barra de ferramentas do software, em primeiro plano a

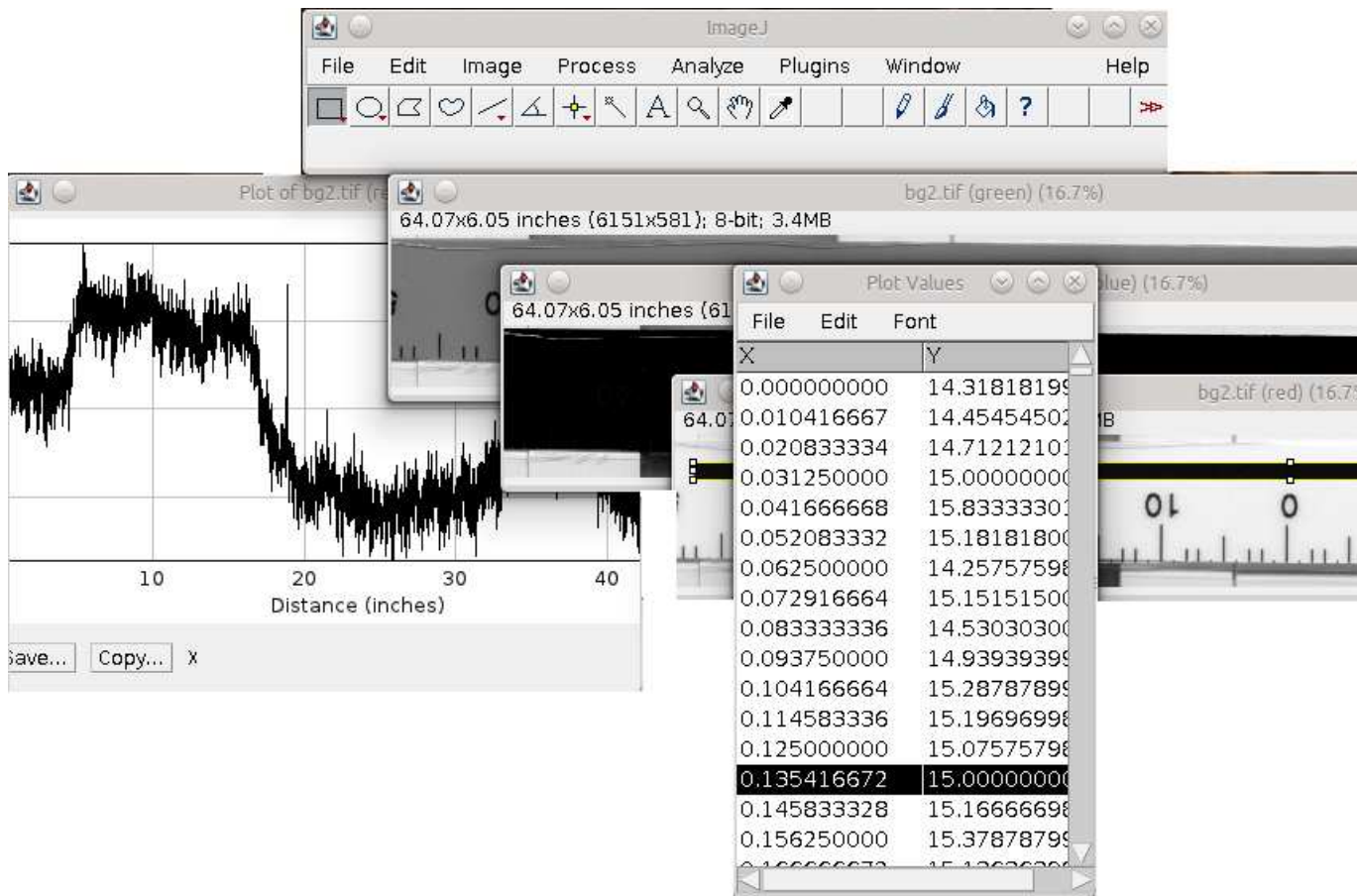


Figura 4.8: Interface do software ImageJ.

tabela de dados que indicam os tons de cinza medidos, em seguida cada um dos canais RGB da imagem e no último plano um perfil de distribuição dos tons de cinza.

A integral do perfil de distribuição de tons de cinza pode ser comparada com a respectiva dose obtida pela câmara de ionização em cada uma das posições e assim foi obtida a constante de calibração para cada uma das posições do objeto simulador.

Estas constantes possuem significativas diferenças, já que a atenuação causada pelo PMMA modifica o espectro do feixe em cada um dos casos, o que dificulta, inclusive, a obtenção de uma única curva de calibração válida para todos os dosímetros.

4.2.4 Calibração dos filmes radiocrômicos

O procedimento de calibração dos filmes, foi realizado nas dependências dos EAS através da obtenção de dados dosimétricos primariamente fornecidos pela câmara de ionização e em um segundo instante pela obtenção de dados radiocrômicos numa situação experimental idêntica àquela inicialmente adotada.

Em cada uma das posições do objeto simulador, chamadas neste trabalho de Norte, Sul, Leste, Oeste e Centro, um corte único foi obtido com o tomógrafo A. As leituras do eletrômetro associado, modelo 9015 também da Radcal Corporation, foram convertidas em valores de kerma no ar pela relação definida através da Eq. 4.2.

$$K = \text{Leitura} \times F_{T,P} \times F_{ar,PMMA} \times (C_c/L) \quad (4.2)$$

onde:

K = kerma em mGy;

$F_{T,P}$ = Fator de correção paras as condições ambientais

$F_{ar,PMMA}$ = Fator de correção ar-PMMA

C_c = Coeficiente de calibração

L = Comprimento irradiado da câmara de ionização

Como a composição atômica e densidade do meio (objeto simulador) são homogêneas, os raios X do feixe provocam uma interação indiretamente ionizante e a blindagem do ambiente provavelmente garante a não existência de campos eletromagnéticos não uniformes interferindo no feixe de raios X, pode-se supor que a igualdade $D = K_c$ (D - Dose; K_c - Kerma de colisão) seja válida. Desse modo, as leituras de kerma obtidas pela câmara de ionização são tratadas como a soma integral da dose absorvida pelo PMMA na região de interesse, cujo intervalo de integração é igual ao comprimento sensível da câmara de ionização, 10 cm.

Assim a leitura da câmara de ionização pode ser interpretada conforme a Eq. 4.3.

$$\text{Leitura} = \int_{-5cm}^{5cm} D(z) dz \quad (4.3)$$

Este facilitador permite que se use o descritor $CTDI_{100}$, mencionado anteriormente como referência de dose, de modo que ele pode ser escrito conforme a Eq. 4.4.

$$CTDI_{100} = \frac{L}{nT} \quad (4.4)$$

onde nT são as dimensões de colimação do feixe utilizado e L a leitura média em cada uma das posições.

O valor de $CTDI_{100}$ em cada uma das posições do objeto simulador, foi então utilizado como referência para a calibração dos filmes radiocrômicos em um segundo experimento idêntico a este porém com a câmara substituída pelas tiras de filme.

Com os filmes colocados em cada uma das posições mencionadas (Norte, Sul, Leste, Oeste

e Centro), realiza-se um único corte, com os mesmos parâmetros daquele realizado para as leituras com a câmara de ionização, os valores lidos dos filmes são comparados com cada uma das leituras da câmara nas respectivas posições.

4.3 Obtenção dos perfis longitudinais de dose.

Os perfis longitudinais de dose foram obtidos em um objeto simulador de crânio que é um cilindro de polimetilmetacrilato. O objeto simulador possui um diâmetro de 16 cm e comprimento de 15 cm, comumente utilizado para a obtenção do *Multiple Scan Average Dose* (MSAD) para a verificação de controle de qualidade proposto pela portaria 453/98 da ANVISA. A Fig. 4.9 apresenta uma imagem do objeto simulador posicionado na mesa de um aparelho de TC com a câmara de ionização tipo lápis colocada no orifício periférico superior (Norte).

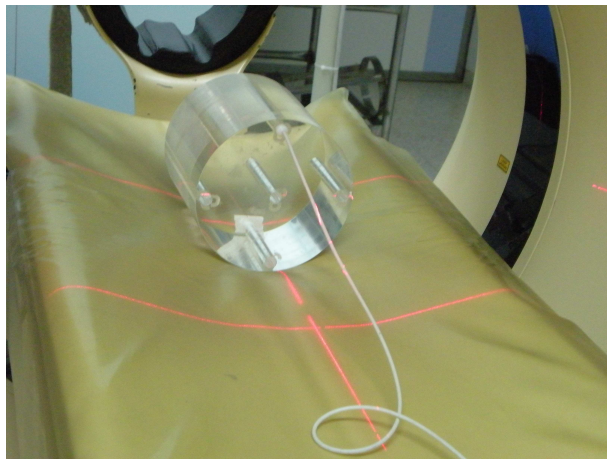


Figura 4.9: Objeto simulador de crânio de PMMA com câmara de ionização posicionada.

Sua composição química contribui para que ele seja um dos melhores objetos sólidos para a representação do tecido humano com finalidades dosimétricas, isto porque sua densidade de $1,19gcm^{-3}$, a densidade eletrônica de 1,16 e o número atômico efetivo 7,55, se aproximam satisfatoriamente dos mesmos valores para a água; $1gcm^{-3}$, 1,00 e 7,51; e dos músculos $1,03gcm^{-3}$, 1,02 e 7,39. Apesar disso, as diferenças notadas devem introduzir fatores de correção que ajustem as doses medidas no PMMA para as doses que teriam sido medidas na água.

O objeto simulador foi colocado no isocentro do tomógrafo e nos cinco orifícios de posicionamento de posicionamento da câmara de ionização foram introduzidas tiras de filmes radiocrômicos fixadas por bastões também de PMMA. Conforme apresentado pela Fig. 4.10. Em seguida, assim como foi feito com a câmara lápis, a fatia central do objeto simulador de PMMA foi irradiada.

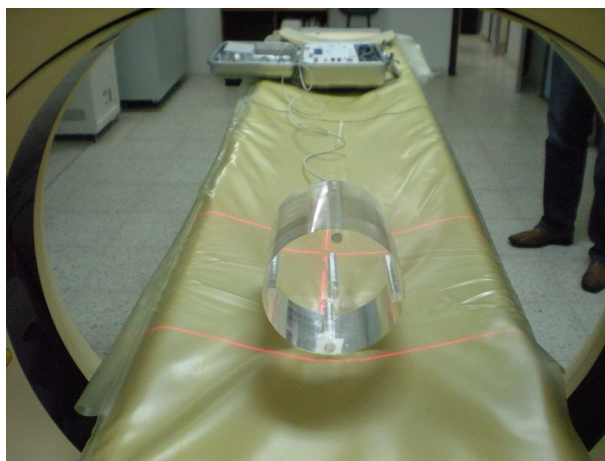


Figura 4.10: Objeto simulador no isocentro do tomógrafo.

Os filmes irradiados foram armazenados em envelope opaco para a posterior leitura óptica através das imagens geradas em um escâner refletor.

Este procedimento de obtenção de perfis de dose foi repetido em todo os tomógrafos pesquisados de modo que se pode notar as variações na deposição longitudinal de dose, que advém, não somente das diferentes arquiteturas dos aparelhos, mas também dos protocolos utilizados como padrão nas varreduras de cabeça.

4.4 Verificação de doses pontuais em objeto simulador antropomórfico e antropométrico.

A obtenção das doses em tecidos ou regiões de interesse foi realizada tanto pela utilização dos dosímetros termoluminescentes, quanto pela utilização de pequenas tiras de filmes radio-crômicos.

Para tal utilizou-se o objeto simulador antropomórfico e antropométrico Alderson Rando feminino, que é composto de um esqueleto humano também feminino, sem os membros superiores e inferiores, recoberto por material equivalente a tecido mole de densidade próxima a $0,985g \cdot cm^{-3}$ e número atômico efetivo igual a 7,3. Os pulmões têm o mesmo número atômico, no entanto, o material utilizado é aerado a fim de reduzir a densidade para $0,32gcm^{-3}$. A composição dos tecidos do objeto simulador está relatada na Tab. 4.2 (CASTRO, 2005).

O objeto simulador corresponde a uma mulher adulta típica de 1,55m de altura e 50kg. Estes valores são adequados à descrição do “Homem Padrão” fornecidas ICRP (ICRP, 2002). Para facilitar o acesso a estruturas de interesse o objeto é dividido em 35 fatias com 2,5 cm de espessura, que possuem orifícios para a inserção dos TLD's e dentre as quais foram também

Tabela 4.2: Composição do objeto simulador antropomórfico feminino Alderson Rando.

	Simulador de Tecidos Moles	Simulador de Tecidos Pulmonares
Hidrogênio	8,8%	5,7%
Carbono	66,8%	74,0%
Nitrogênio	3,1%	2,0%
Oxigênio	21,1%	18,1%

colocados os filmes radiocrômicos.



Figura 4.11: Objeto simulador Alderson Rando feminino, posicionado no tomógrafo(a) e vista completa do mesmo quando montado(b).

Neste estudo foram posicionados dosímetros nas seguintes regiões:

- Cristalinos direito e esquerdo, tecidos sujeitos a opacidade devido a radiação;
- Tireoide, a qual se atribui alta radiosensibilidade de nível crítica
- Hipófise, que apesar de não possuir radiosensibilidade pronunciada, está em uma região bastante central do crânio, sendo a dose nela depositada um indicativo da contribuição da radiação espalhada;
- Região superior das mamas, de especial interesse devido a grande estatística de ocorrência do câncer de mama.

A Fig. 4.11, apresenta o posicionamento do objeto simulador no tomógrafo para a varredura de crânio.

Os dados obtidos dos dosímetros são comparáveis para diferentes tomógrafos e diferentes protocolos de varredura, no entanto primou-se, nesta etapa, pela verificação da variação da

dose notada para situações nas quais se utiliza ou não a inclinação do *gantry* para varredura de cérebro.

Deste modo, para cada tomógrafo, foram feitos dois experimentos para a obtenção de medidas locais de dose.

No primeiro, a varredura de cérebro foi realizada com o *gantry* sem inclinação. A adoção desta técnica provoca uma irradiação direta dos cristalinos, durante a varredura, o que pode ser potencialmente danoso a estas estruturas. A Fig. 4.12a apresenta um topograma lateral do objeto simulador antropomórfico, no qual se vê a delimitação da varredura a partir do forame magno até o vértice da calota craniana, ela ressalta também o contorno do volume diretamente irradiado.

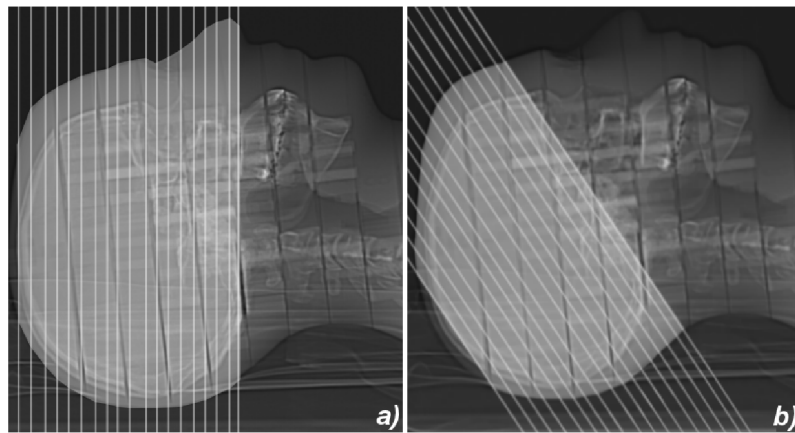


Figura 4.12: a) Posicionamento de cortes anatômicos para varredura de crânio com o *gantry* sem angulação (0°). b) Posicionamento de cortes anatômicos para varredura de crânio com o *gantry* inclinado orientado pela linha diagonal entre o forame magno e parte superior da órbita ocular.

O segundo experimento foi realizado com a inclinação do *gantry* orientada pela linha diagonal entre o forame magno e a região superior da órbita ocular. Essa forma de varredura permite gerar imagens de todo o tecido encefálico sem a irradiação direta dos cristalinos. Esta técnica, além de evitar a irradiação direta dos cristalinos, reduz o volume de varredura (eixo Z) para a obtenção de imagens do encéfalo sem comprometer a qualidade do exame. Assim, ocorre uma menor deposição de energia na região da cabeça sem interferir na obtenção das imagens de corte da região, além de afastar o feixe primário de estruturas importantes e mais radiosensíveis como a tireoide e a as mamas.

A Fig. 4.12 b) apresenta um topograma do objeto simulador antropomórfico, no qual se pode ver a delimitação da varredura inclinada cuja angulação é determinada pela linha diagonal entre o forame magno e a parte superior das órbitas oculares, nela pode-se ver também um ressalte do volume varrido pelo eixo principal.

5 *Resultados e Discussões*

5.1 Doses em corte axial único

As doses medidas na irradiação de corte axial único com a câmara de ionização tipo lápis foram utilizadas para a calibração dos filmes radiocrômicos. A irradiação foi realizada na fatia central do objeto cilíndrico em PMMA, simulador de cabeça. O objeto simulador foi posicionado no isocentro do tomógrafo com o alinhamento verticalmente referenciado pelas aberturas periféricas, superior e inferior, do objeto simulador e horizontalmente pelas aberturas periféricas laterais. Após o posicionamento do objeto foi gerada uma imagem de topograma do mesmo e uma fatia de 5mm de espessura, na região central, foi irradiada. Para esta irradiação o tubo de raios X foi alimentado com uma tensão de 120 kV, uma corrente catodo-anodo de 270mA e o tempo de giro do tubo de 0,8s para uma volta completa do tubo em torno do objeto. Este mesmo protocolo foi repetido várias vezes para as medições com a câmara de ionização tipo lápis e com os filmes radiocrômicos (INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2009, 2009).

5.1.1 Medidas com a câmara de ionização tipo lápis

A irradiação da fatia central foi repetida três vezes para cada posicionamento da câmara lápis, que por sua vez foi posicionada nas quatro aberturas periféricas, denominadas Norte, Sul, Leste e Oeste e na abertura central do objeto simulador. A Fig. 5.1 apresenta imagens de TC do objeto simulador. Na imagem (a) está o topograma do objeto com a marcação da posição da fatia irradiada, no centro. As imagens de (b) a (f) apresentam cortes da fatia central com a câmara de ionização tipo lápis posicionada nas aberturas periféricas Norte, Sul, Leste, Oeste do objeto simulador e na abertura central. A Tab. 5.1.1 apresenta os valores de dose medidos com a câmara lápis a partir da irradiação da fatia central do objeto simulador.

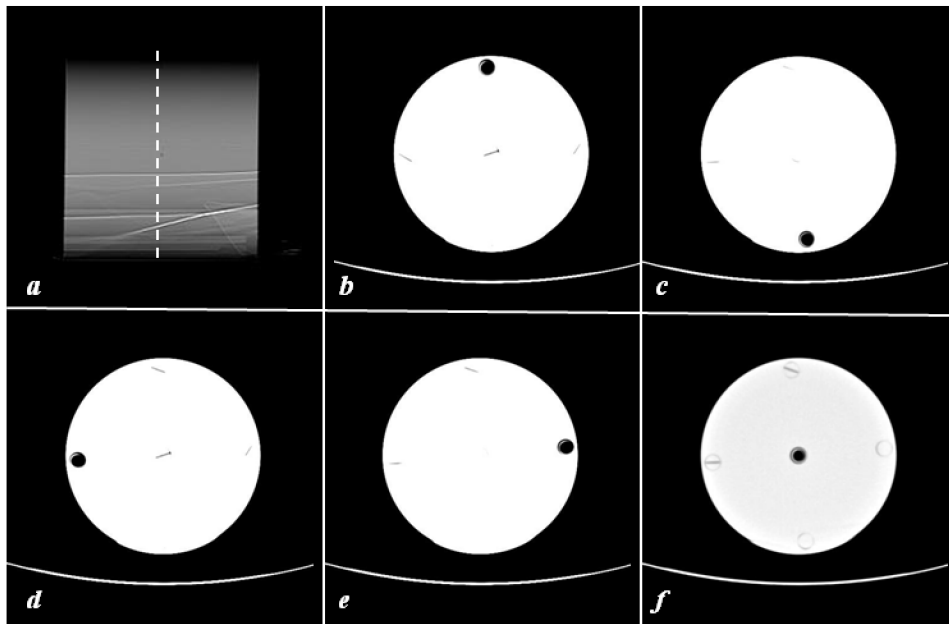


Figura 5.1: Imagens por TC do objeto simulador de PMMA. Topograma (a), imagens da fatia central de (b) a (f).

Tabela 5.1: Medidas de dose em mGy da irradiação da fatia central do objeto simulador de PMMA.

	Norte	Sul	Leste	Oeste	Centro
1ª Leitura	32,25	25,75	28,78	29,35	28,84
2ª Leitura	31,76	25,72	29,14	29,80	28,87
3ª Leitura	31,62	25,59	28,93	30,36	28,89
Média	31,88	25,69	28,95	29,84	28,87
Desvio Padrão	0,33	0,08	0,17	0,50	0,02
Desvio Percentual	1,03	0,33	0,60	1,69	0,08

Os dados apresentados na Tab. 5.1 permitem observar que a maior dose periférica registrada ocorre na posição Norte e a menor na posição Sul. Essa característica se deve principalmente à filtração do feixe principal pela estrutura da mesa de acomodação de pacientes, que fica mais próxima da abertura periférica inferior, denominada Sul. As medidas nas aberturas periféricas laterais, Leste e Oeste e central apresentam registro de dose semelhantes.

5.1.2 Medidas com filme radiocrômico

A irradiação da fatia central foi repetida com as tiras de filmes radiocrômicos nas posições denominadas de: Norte, Sul, Leste, Oeste e Centro. Para o posicionamento dos filmes radiocrômicos no interior do objeto simulador de PMMA foram utilizados cilindros de PMMA partidos ao meio no sentido longitudinal, onde foram acomodados os filmes na região central. Estes cilindros foram então introduzidos nas aberturas do objeto simulador de PMMA.

Para o registro da radiação de fundo, *background* (BG), foi utilizada uma tira de filme do conjunto que não esteve na sala do tomógrafo, onde ocorre a irradiação. A partir desse registro foi obtido um valor médio de BG a ser subtraído dos demais filmes, retirando-se dos demais a contribuição da radiação de fundo neles registrada. A Fig. 5.2 apresenta o registro ocorrido no filme utilizado como referência de radiação de fundo.

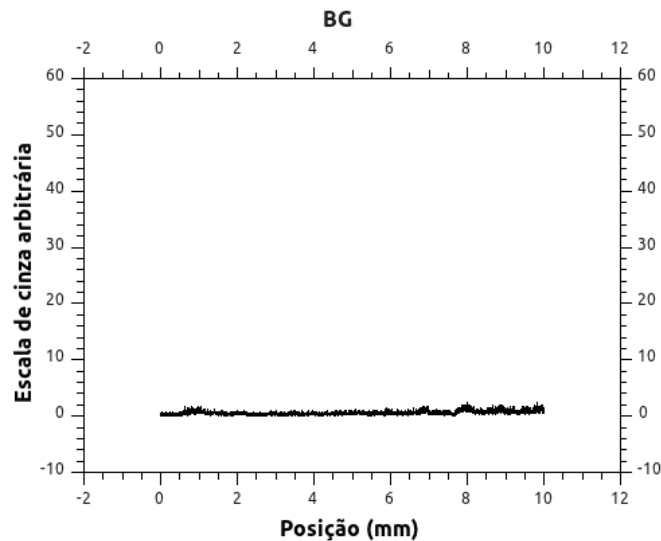


Figura 5.2: Registro em filme radiocrômico para radiação de fundo (BG).

A leitura dos filmes revelou um pico de distribuição de tons de cinza na região de incidência do feixe útil (espessura da fatia irradiada) e o registro da radiação espalhada ao longo do eixo longitudinal do objeto. A Fig. 5.3 apresenta o registro dos filmes radiocrômicos para a irradiação da fatia central do objeto simulador de PMMA em cada uma das posições (Norte, Sul, Leste, Oeste e Central). Neste ponto, é importante ressaltar, que nos gráficos de tons de cinza apresentados já estão subtraídos o registro de BG obtido através do filme de BG, apresentado na Fig. 5.2.

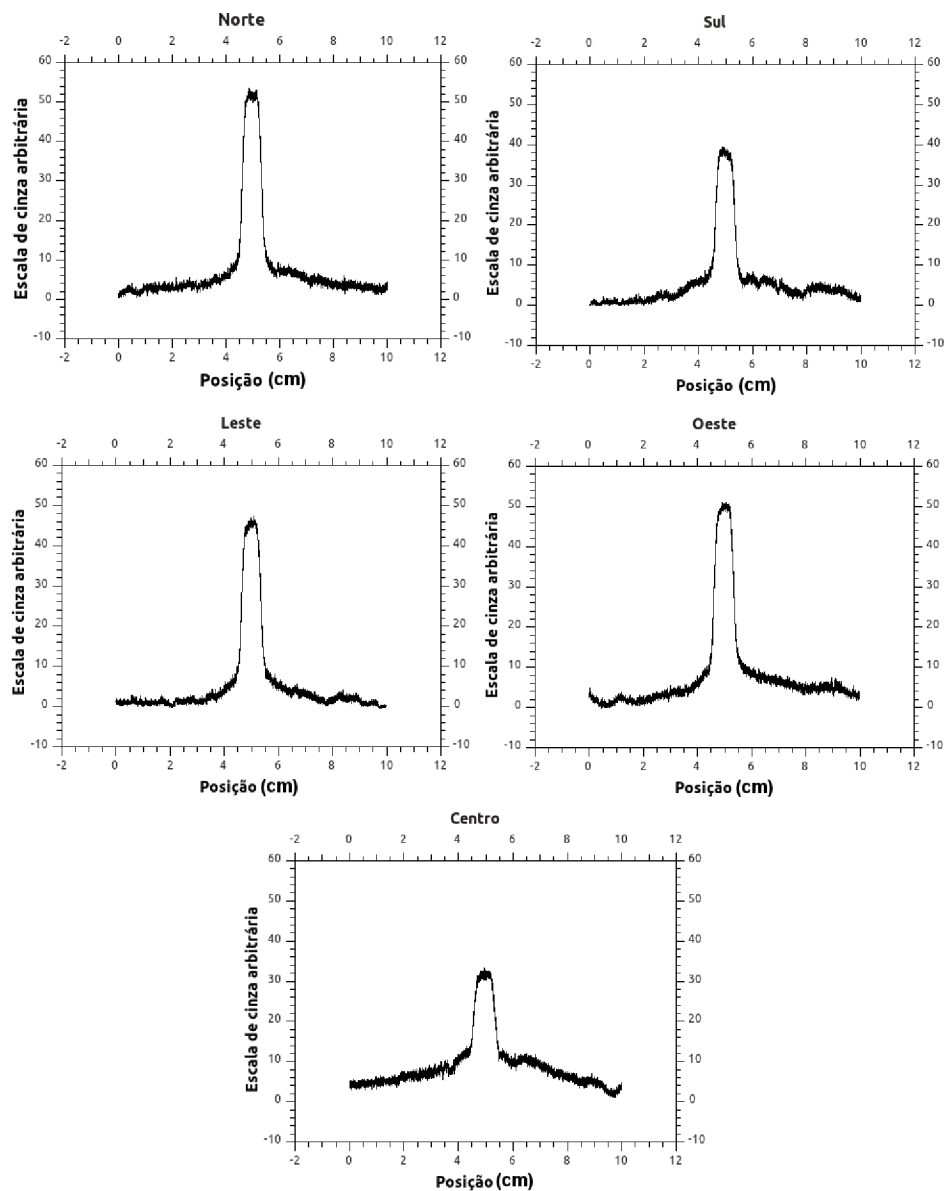


Figura 5.3: Registro em filme radiocrômico da irradiação da fatia central do objeto simulador.

Para efeito de comparação entre as doses determinadas pela câmara de ionização, é utilizada a integral dos valores de tons de cinza revelados em cada uma das posições do objeto simulador. Deste modo, pode-se obter um coeficiente de calibração para a conversão dos tons de cinza em valores de dose no PMMA em mGy .

A Tab. 5.2 apresenta os valores obtidos da integração das curvas em escala de cinzas da Fig. 5.3 e os valores das medidas realizadas com a câmara lapis em cada um dos pontos de medição do objeto simulador de PMMA. A partir desses dados foram obtidos fatores de calibração que permitiram a reconstrução das curvas em valores de mGy .

A Fig. 5.4 apresenta as curvas de dose registradas nos filmes radiocrômicos para os dife-

rentes pontos de medição no objeto simulador de PMMA. Para a obtenção das curvas foram utilizados os coeficientes de calibração específicos para cada ponto de medição (Norte, Sul, Leste, Oeste e Central).

Tabela 5.2: Valores utilizados para a obtenção dos fatores de calibração de cada uma das posições no objeto simulador .

Posição	Valor Integral (Escala de Cinza)	Leitura (mGy)	Fator de Calibração
Norte	78,018	31,880	0,409
Sul	59,319	25,688	0,433
Leste	54,919	28,953	0,527
Oeste	79,675	29,838	0,374
Centro	88,818	28,867	0,325
Média	72,150	29,045	0,403

Diferenças significativas entre as doses medidas pela câmara de ionização, e as doses integrais obtidas pelas curvas dos filmes radiocrômicos evidenciam a necessidade de uso de fatores de conversão próprios de cada ponto, principalmente para a região central que sofre maior modificação no espectro do feixe de raios X.

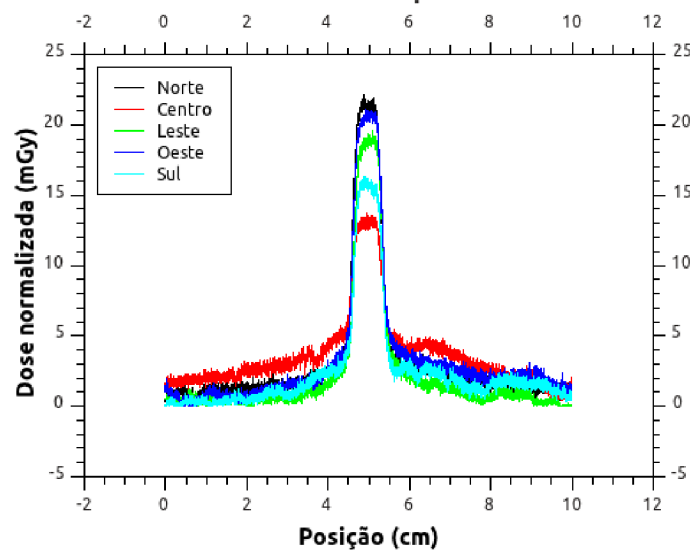


Figura 5.4: Doses medidas na irradiação da fatia central com filme radiocrômico.

A Fig. 5.5 apresenta um gráfico que permite observar a discrepância entre as doses medidas pela câmara de ionização e pelo filme radiocrômico quando se utiliza um coeficiente de calibração médio, de 0,403 mGy por tom de cinza. Por isto, torna-se necessário a utilização dos fatores de calibração específicos para cada posição de medição com a finalidade de se manter a acurácia dosimétrica.

Esta diferenciação, perceptível pelos coeficientes de calibração, se deve, fundamentalmente,

às mudanças no espectro do feixe à medida que interage no seu trajeto até atingir o filme radiocrômico.

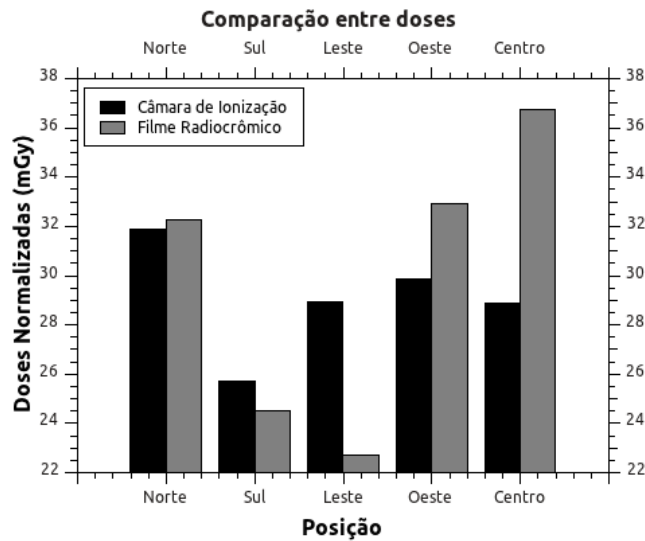


Figura 5.5: Comparação entre doses medidas pela câmara de ionização e filmes radiocrômicos quando um fator de calibração médio é utilizado.

5.1.3 Perfis longitudinais de dose

Os perfis longitudinais de dose, obtidos pela varredura de todo o objeto simulador utilizando filmes radiocrômicos foram realizados em dois tomógrafos com tecnologia MDCT, tomógrafos **A** e **B**.

O protocolo utilizado na varredura do tomógrafo **A** está apresentado na Tab.5.3. As variações de dose obtidas no primeiro aparelho podem ser vistas nos gráficos que se seguem.

Tabela 5.3: Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo **A**.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Espessura (mm)	Pitch
120	216	4 × 1,25	1,5

A Fig. 5.6 apresenta a dose registrada pelos filmes radiocromicos nas quatro regiões periféricas e na região central do objeto simulador.

A dose média máxima se deu na posição norte sendo igual $33,9 \text{ mGy} \pm 2\%$, ao passo que a menor média, na posição sul, foi de $29,4 \text{ mGy} \pm 3\%$, em conformidade com isto a maior dose medida foi de $35,5 \text{ mGy} \pm 2\%$ na região norte e a maior dose encontrada na posição sul foi de $31,6 \text{ mGy} \pm 3\%$. Este comportamento se deve basicamente à filtração do feixe de raios X pela mesa do tomógrafo, que conseqüentemente leva a uma redução da dose na região sul.

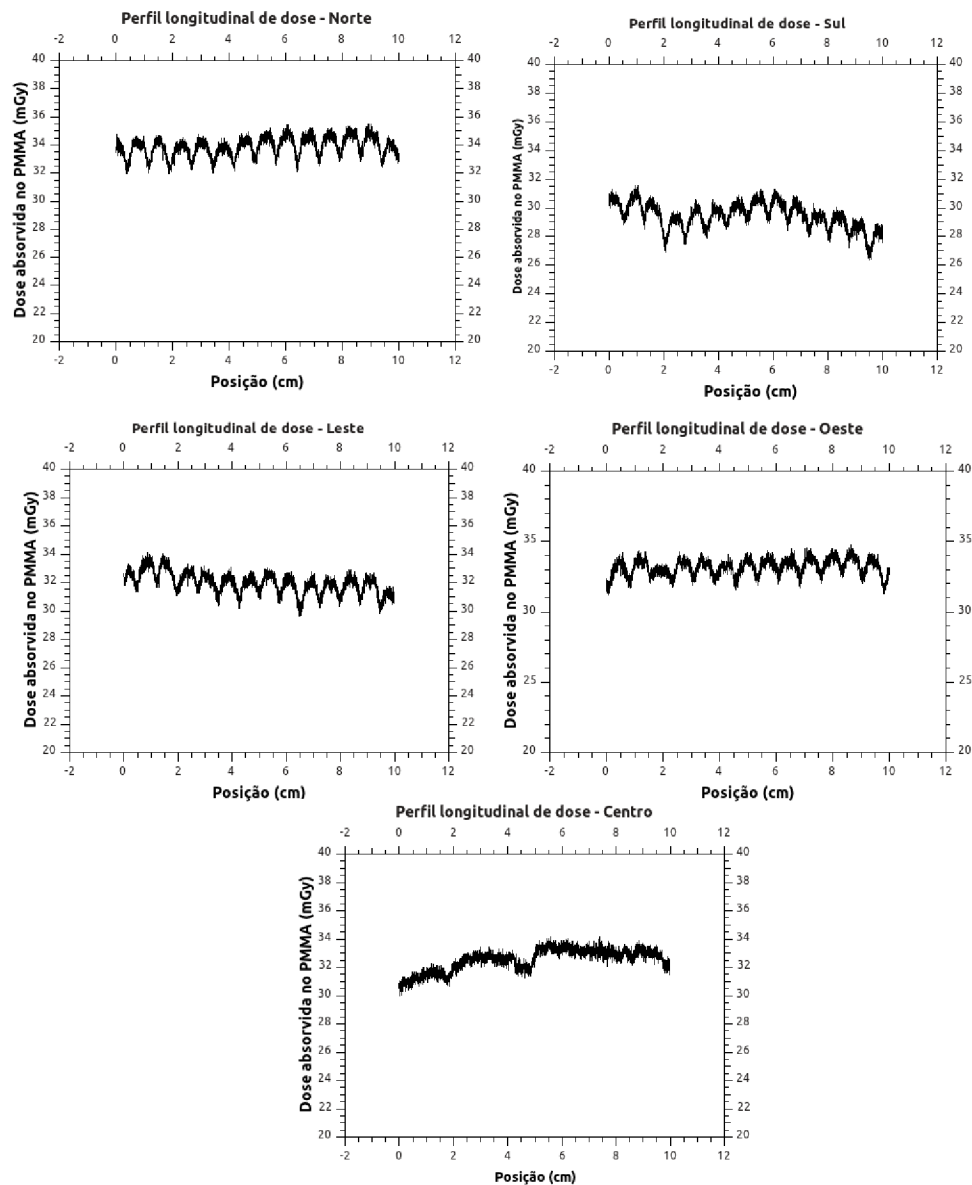


Figura 5.6: Perfis longitudinais de dose obtidos na primeira varredura.

Pode-se observar também uma variação, quase periódica, entre os picos de dose e os pontos de menor dose, nas regiões periféricas. Estes picos se devem àquelas regiões que estavam imediatamente abaixo do raio central do feixe e principalmente ao fato do *pitch*, neste experimento, ser maior que 1. A maior separação entre estes picos verificada foi maior que 5 mGy, em uma posição onde a dose média girou em torno de 29 mGy (Sul), ou seja, uma variação de dose maior que 17%, em tecidos vizinhos, devido à escolha do *pitch*.

O protocolo utilizado na varredura no tomógrafo B esta apresentado na Tab.5.4 As variações de dose obtidas no primeiro aparelho também podem ser vistas na Fig. 5.7.

Neste protocolo pode-se notar a escolha de um *pitch* menor que 1 o que implica em um in-

Tabela 5.4: Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo B.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Espessura (mm)	Pitch
120	197	16 × 0,75	0,56

cremento da mesa menor que as dimensões do feixe. Isto tem implicações dosimétricas bastante significativas já que provoca a reirradiação de algumas regiões do objeto simulador.

Neste caso a dose média máxima ocorreu na posição norte sendo igual a 29,4 mGy ± 1,4%, enquanto a menor dose média foi na posição sul 26,6 mGy ± 2,08%. Também em conformidade com isto, a dose máxima medida, foi na posição norte 30,7 mGy ± 1,35% e a menor, na posição sul, 24,4 mGy ± 2,26%. Comportamento este, conforme já mencionado, explicado pela interação do feixe com a mesa, reduzindo sensivelmente as doses depositadas na região sul.

Os picos e vales menos proeminentes e com menor amplitude do que aqueles observados na varredura anterior são explicados pela reirradiação dos tecidos, já que o *pitch* escolhido foi menor que 1. Esta separação foi da ordem de 3,4 mGy, ou seja, 12% da dose média de regiões próximas.

Na Tab. 5.5 estão listados os valores dos principais descritores de dose calculados por estas duas varreduras, inclusive o MSAD, utilizado como referência dosimétrica na legislação brasileira.

Tabela 5.5: Principais descritores de dose obtidos nas varreduras utilizadas.

	$CTDI_{100}$	$CTDI_w$	MSAD
Tomógrafo A	32,31 mGy	32,24 mGy	33,85 mGy
Tomógrafo B	27,95 mGy	27,95 mGy	28,75 mGy

5.1.4 Doses pontuais em tecidos de interesse

A dosimetria pontual em regiões de interesse, para a varreduras de crânio, forneceu indicativos das doses depositadas em tecidos de radiosensibilidade pronunciada, como os cristalinos, a tireoide e as mamas, ou em tecidos cuja posição anatômica fornece indicativo da qualidade do espectro do feixe em regiões internas da calota craniana, como é o caso da hipófise. Nesta investigação foram utilizados, além dos tomógrafos A e B, um terceiro tomógrafo C¹, com a finalidade de ampliar o cenário dos serviços de assistência a saúde e a amostragem tecnológica dos tomógrafos pesquisados.

¹Para informações sobre o tomógrafo vide Tab. 4.1

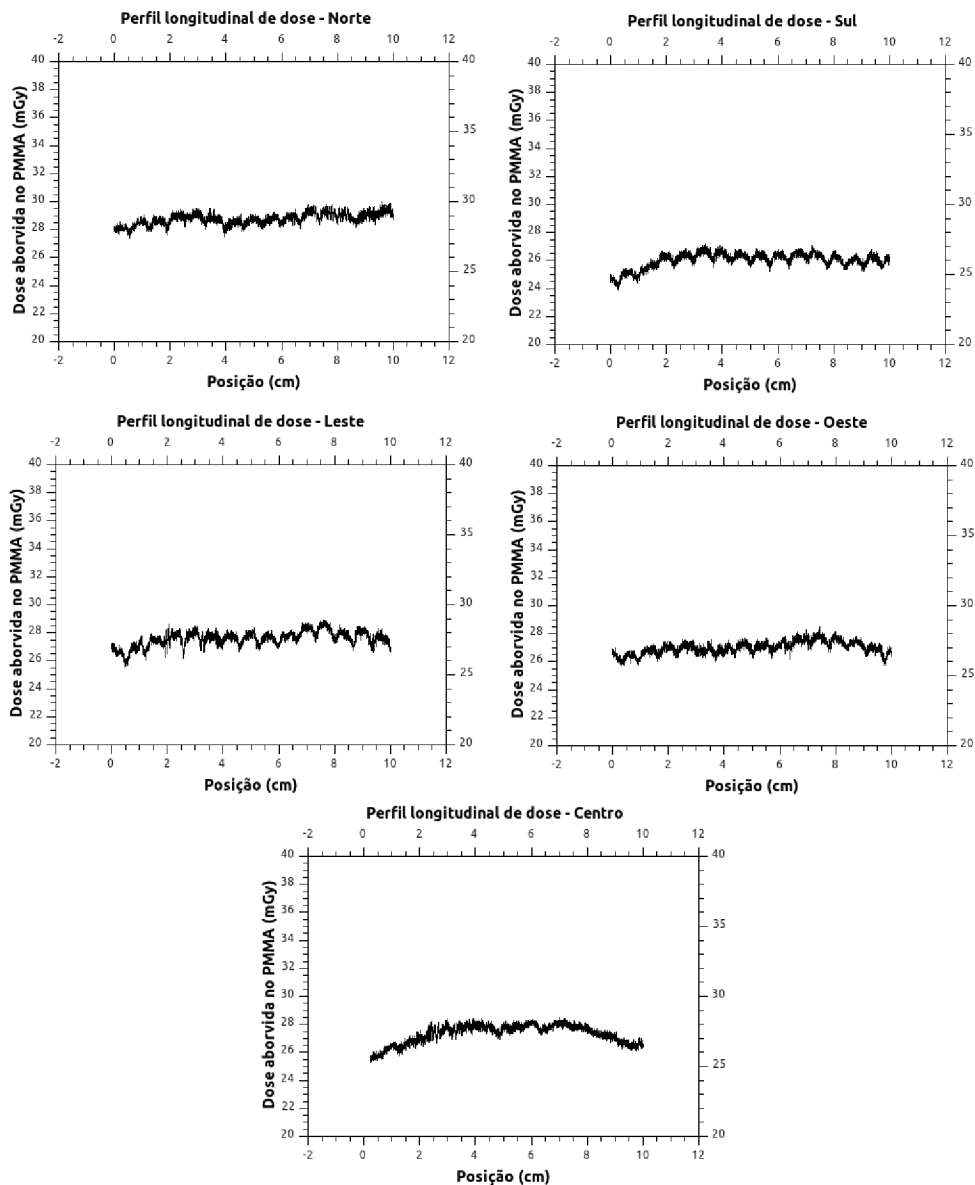


Figura 5.7: Perfis longitudinais de dose obtidos na segunda varredura.

A dosimetria foi realizada por meio de dosímetros TL tipo bastão cujas leituras foram realizadas no laboratório de dosimetria termoluminescente do CDTN/CNEN.

A delimitação das varreduras de crânio é por meio da obtenção de um topograma lateral, no qual os limites de varredura são definidos entre o forame magno e o limite superior do crânio. Neste topograma além da região a ser varrida, são também definidos, a espessura dos cortes e passo entre eles e, quando for o caso, o estabelecimento da inclinação do *gantry*.

Nestes experimentos a metodologia de obtenção dos dados dosimétricos foi composta de duas etapas em cada tomógrafo. Na primeira, o *gantry* é mantido perpendicular ao eixo longitudinal do paciente, ou seja, sem inclinação. Na segunda as varreduras foram feitas com o

gantry inclinado, de maneira que o feixe principal não irradiasse diretamente os cristalinos. As variações dosimétricas decorrentes da escolha de um ou de outro método foi o objetivo principal desta etapa da pesquisa. Um descrição pormenorizada das duas técnicas pode também ser vista na seção 4.4.

Na primeira varredura, no tomógrafo **A**, o protocolo utilizado foi o mesmo apresentado na Tab. 5.3

As doses verificadas para esta investigação, nas regiões diretamente irradiadas, foram próximas de 23 mGy tanto para tecidos na região periférica, como os cristalinos, quanto para os tecidos internos da calota craniana, como a hipófise. Como pode ser visto na Fig. 5.8, estes valores corroboram com aqueles verificados nos perfis longitudinais tratados no tópico anterior, já que confirmam os níveis então notados.

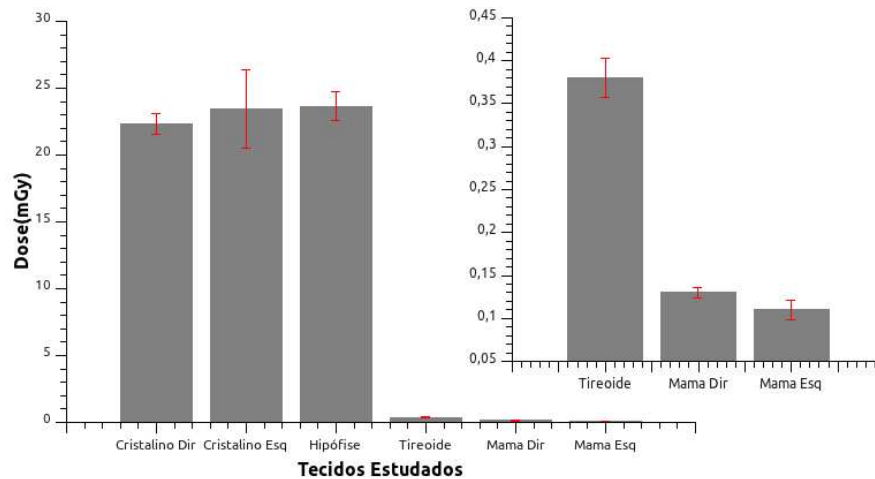


Figura 5.8: Doses pontuais no tomógrafo A para varredura sem inclinação de *gantry*.

As doses na tireoide e mamas são significativamente menores já que se devem unicamente à radiação espalhada, haja vista que o feixe principal não irradia tais regiões. Os níveis verificados nesses pontos, próximos de 0,4 mGy para a tireoide e 0,1 mGy para as mamas, podem ser comparados com aqueles medidos na porção terminal dos filmes radiocrômicos, quando foram utilizados para a dosimetria da irradiação da fatia central do objeto simulador de PMMA, conforme foi mostrado na Fig. 5.4.

A varredura do crânio com o *gantry* inclinado, alinhada com a linha diagonal que passa pelo forame magno e parte superior da órbita ocular, de modo a não irradiar diretamente os cristalinos, provoca também, o distanciamento do feixe principal da tireoide e mamas, revelando doses com diferenças muito significativas em relação à varredura anterior. Além disso, o volume total varrido, para a obtenção da imagem da mesma região anatômica é significativamente menor, reduzindo o tempo de funcionamento do tubo de raios X, o que contribui com o aumento de sua

vida útil a longo prazo.

Como pode ser visto na Fig. 5.9, a utilização da inclinação de *gantry*, foi capaz de introduzir reduções nas doses depositadas bastante significativas, para este caso a redução de dose nos cristalinos foi próxima de 89%, ao passo que na hipófise esta redução não foi maior que 12%, a menor eficiência da técnica para a redução de dose na hipófise se deve ao fato de que, em ambos os métodos, esta região é diretamente irradiada pelo feixe principal. As reduções nos tecidos, afastados da região de varredura (tireoide e mamas), não foram significativas para a tireoide mas foram em média de 43,72% para as mamas.

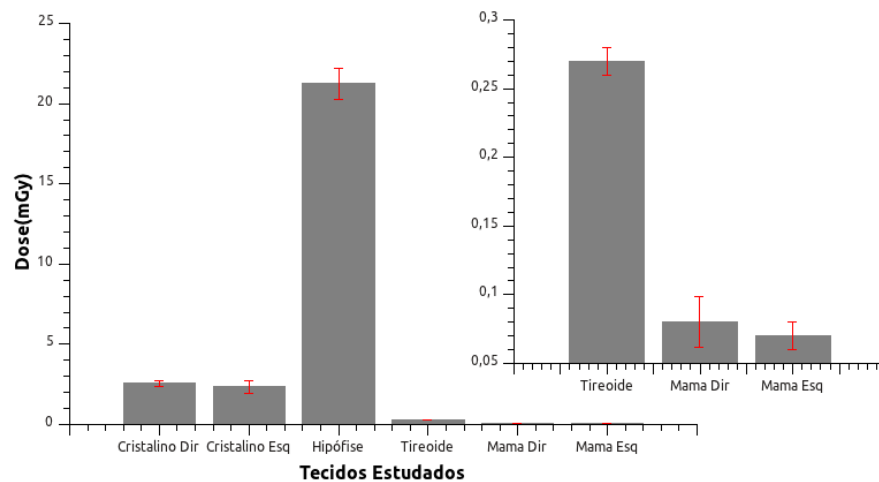


Figura 5.9: Doses pontuais no tomógrafo A para varredura com o *gantry* inclinado.

No tomógrafo **B**, o protocolo utilizado foi o mesmo mencionado na Tab. 5.4.

Estes parâmetros, padrões no protocolo nativo do tomógrafo, foi aquele que resultou em doses mais altas, dentre os tomógrafos estudados. Isto se deve fundamentalmente à alta carga utilizada no procedimento e ao *pitch* menor que 1.

Neste caso, a dose média nos cristalinos foi próxima de 46 mGy, que é 29% maior que dose média nos mesmos órgãos, obtidas no primeiro tomógrafo e, como será visto, mais que o dobro da dose verificada no terceiro. A dose na hipófise foi de aproximadamente 26 mGy, 20 mGy menor que a dose nos cristalinos, este dado pode indicar uma inadequação na filtração do feixe, já que uma atenuação tão intensa pode ser indicativo de uma grande estatística de fótons de baixa energia, ou ainda pode indicar instabilidade na manutenção da tensão de operação do tubo de raios X, pois o perfil longitudinal de dose, para a posição Norte no mesmo tomógrafo, revelou uma dose média de 29 mGy que, a princípio deveria concordar com as doses medidas nos cristalinos.

A dose na tireoide foi levemente superior a 1,0 mGy e nas mamas próximas de 0,4 mGy,

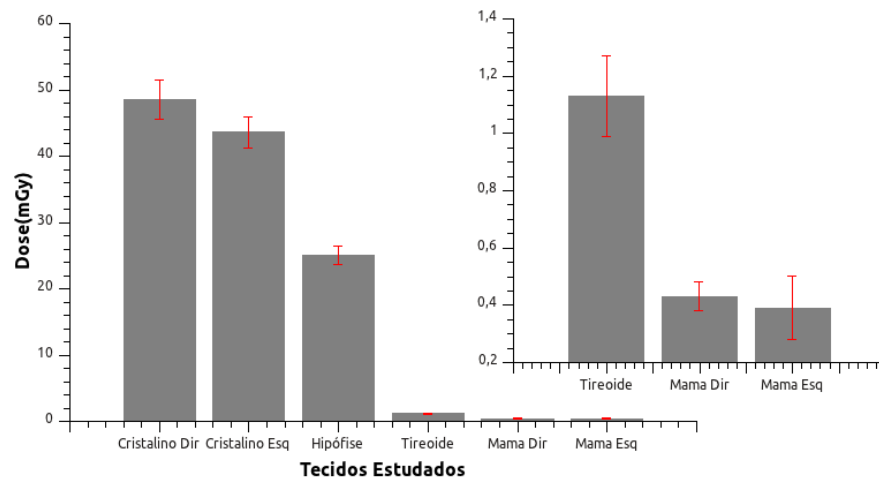


Figura 5.10: Doses pontuais no tomógrafo B para varredura sem inclinação de *gantry*.

que por sua vez confirmam as doses medidas na porção terminal dos filmes radiocrômicos mencionados na Fig. 5.4.

O experimento realizado com o *gantry* inclinado, cujos dados estão representados na Fig.5.11, por sua vez, introduziu reduções médias de doses no cristalino de 85%, ao passo que não revelou reduções significativas para a hipófise, já que as variações detectadas estão dentro do desvio padrão das medidas. Para a tireoide a redução foi próxima de 53,73%, ao passo que nas mamas, a redução média foi de 47,87%.

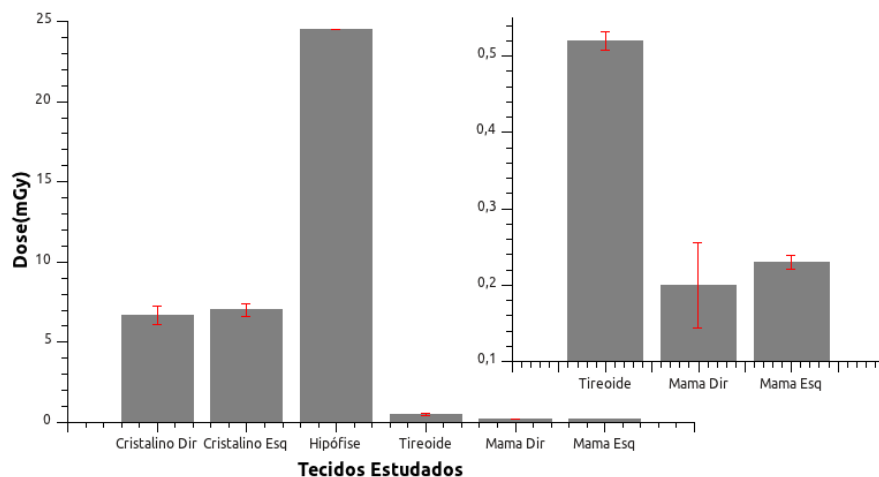


Figura 5.11: Doses pontuais no tomógrafo B para varredura com o *gantry* inclinado.

Finalmente para o tomógrafo C, o protocolo da rotina clínica adota os seguintes parâmetros de operação para as varreduras de crânio:

Nesta varredura foram determinadas doses periféricas, medidas nos cristalinos, próximas de 30mGy, ao passo que a dose central na hipófise foi de aproximadamente 20 mGy, como

Tabela 5.6: Protocolo de varredura utilizado no tomógrafo C, na obtenção de doses pontuais.

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Espessura (mm)	Pitch
120	250	16 × 5mm	1,375

pode ser visto na Fig. 5.12. A dose verificada na tireoide foi de aproximadamente 0,5 mGy e nas mamas entre 0,15 mGy e 0,20 mGy

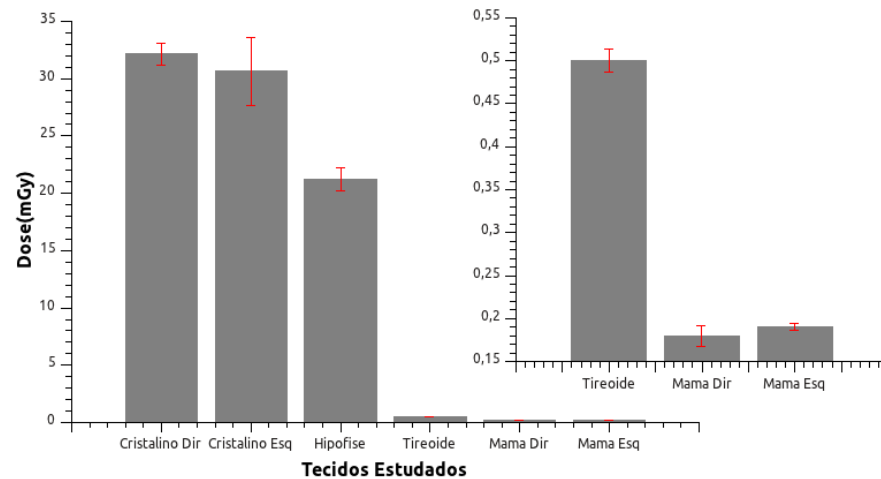


Figura 5.12: Doses pontuais no tomógrafo C para varredura sem inclinação de gantry.

A adoção da técnica de gantry inclinado, neste caso, revelou reduções bastante significativas em todos os tecidos, exceto a hipófise onde estas não superaram o desvio padrão. Para os cristalinos a redução média foi de 92,19%, na tireoide a redução chegou a 45,49% e nas mamas a redução média foi de 58,67%.

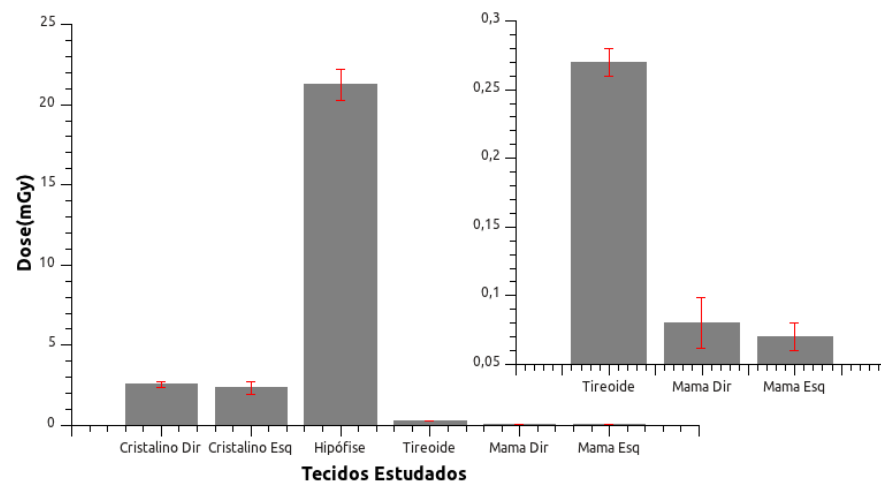


Figura 5.13: Doses pontuais no tomógrafo C para varredura com o gantry inclinado.

As reduções totais de dose, nos tecidos onde elas foram verificadas, em porcentagem, para

cada um dos tomógrafos, e a magnitude dosimétrica destas reduções podem ser encontradas na Tab. 5.7.

A Tab.5.7 permite observar a eficiência da adoção da técnica de varredura de crânio com o *gantry* inclinado como método de otimização do procedimento. Em todos os tomógrafos pesquisados a redução de dose nos cristalinos foi sempre superior a 80%, chegando a um máximo de 92,35% para o tomógrafo C. Estes dados revelaram uma redução dosimétrica média para estas estruturas de 29,51 mGy.

As reduções dosimétricas na hipófise, não foram muito significativas, de modo que; apenas o tomógrafo A provocou uma redução perceptível de 12,45% ou 2,95 mGy, nos demais as variações percebidas não superaram o desvio padrão para as medidas, por isso não são tratadas como reduções significativas. Este comportamento não foi motivo de estranhamento tendo em vista o fato da hipófise ser diretamente irradiada pelo feixe principal em ambas as técnicas, tanto com *gantry* inclinado quanto com o *gantry* sem inclinação e pela significativa contribuição da radiação espalhada na composição da dose.

Para as estruturas afastadas do volume varrido, nas quais o depósito de energia se deve unicamente à radiação espalhada, as reduções foram sempre inferiores a 1,0 mGy. No entanto, um resultado que pode ser considerado como desprezível, não o é, quando a sua significância é comparada com as doses depositadas na varredura sem inclinação de *gantry*. Para a tireoide, a redução média foi de 49,61%, exceto para o tomógrafo A, onde não foram verificadas reduções significativas. Para as doses depositadas nas mamas a redução média foi de 50,09%. Estes valores indicam que a adoção da técnica de inclinação do *gantry*, para a varredura de crânio, reduz pela metade a dose que seria depositada na tireoide e mamas se a inclinação de *gantry* não fosse empregada para a mesma varredura.

Tabela 5.7: Reduções de dose verificadas para cada um dos tomógrafos.

Ponto	Tomógrafo A		Tomógrafo B		Tomógrafo C	
	Redução dosimétrica	Redução %	Redução dosimétrica	Redução %	Redução dosimétrica	Redução %
Cristalino Direito	19,89 mGy	89,07	41,89 mGy	86,25	29,59 mGy	92,03
Cristalino Esquerdo	20,82 mGy	88,84	36,60 mGy	83,93	28,30 mGy	92,35
Hipófise	2,95 mGy	12,45	SRS	SRS	SRS	SRS
Tireoide	SRS*	SRS	0,61 mGy	53,73	0,23 mGy	45,49
Mama Direita	0,05 mGy	76,71	0,24 mGy	54,77	0,10 mGy	55,26
Mama Esquerda	0,01 mGy	10,74	0,16 mGy	40,98	0,12 mGy	62,08

*SRS - Sem reduções significativas

6 *Conclusões*

O processo de calibração dos filmes radiocrômicos, revelou doses médias devido a um corte axial único de $29,65\text{mGy}$, quando medidas pela câmara de ionização. Este valor, refere-se na verdade a uma proporcionalidade com todos os pares iônicos gerados pela irradiação no volume sensível da câmara de ionização, de modo que não se pode tomá-lo como o depósito de dose ao longo do objeto simulador de crânio utilizado.

Os perfis da dose em escala de cinza, obtidos dos filmes radiocrômicos também irradiados por corte axial único, mostraram valores integrais de $72,150$, na escala própria do software ImageJ. A comparação destas médias possibilitou o estabelecimento de um coeficiente de calibração dos filmes de $0,424$. Este fator não foi satisfatório para o uso em todos os pontos de dosimetria do objeto simulador (N, S, L e O) pois se verificou que o seu uso introduzia variações de até 24% nas doses medidas com câmara de ionização e filmes radiocrômicos.

Estas variações se devem fundamentalmente à variação do espectro de raios X causada pelas interações do feixe com o polimetilmetacrilato. Deste modo, é recomendável que seja utilizado em trabalhos futuros coeficientes de calibração próprios de cada posição. Quando este método foi adotado não se verificou variações de doses significativas quando as leituras da câmara com a dos filmes foram comparadas. Algumas tentativas foram feitas de se obter uma curva de calibração para este processo, no entanto os recursos computacionais de interpolação de dados utilizados revelaram curvas de alta complexidade. Estudos mais aprofundados nesta área podem ser realizados com o objetivo de obtenção de um algoritmo computacional efetivo para a obtenção desta curva e posterior utilização para a calibração de filmes radiocrômicos.

As doses obtidas dos filmes já calibrados, para corte axial único, revelaram picos de dose de aproximadamente 22 mGy , na região onde incide o raio central do feixe, e que caem para valores de BG para pontos afastados de cerca de 1 cm desta região, mostrando a predominância da dose integrada na região de incidência direta do feixe. Fato este, que permite uma melhor interpretação da leitura da dose obtida pela câmara de ionização.

Os perfis longitudinais de dose obtidos em varreduras, possibilitaram verificar que os ín-

lices de dose praticados nestes serviços, 33,85 mGy e 28,75 mGy, estão condizentes com a limitação da dose estabelecida pela legislação brasileira (50 mGy para o crânio). No entanto, é preciso ressaltar que esta limitação, estabelecida pelo valor do MSAD, não retrata, de maneira satisfatória, os riscos decorrentes de uma varredura, isto porque este descritor não é capaz de quantificar as doses locais depositadas em tecidos de alta radiosensibilidade. Além disso, os efeitos os efeitos de baixa dose não são satisfatoriamente conhecidos como retrata o modelo de interpolação linear.

A análise dos mesmos perfis longitudinais de dose, mostraram picos de depósito de energia. A separação destes picos está diretamente relacionada com o *pitch* escolhido. Foi observado que *pitchs* maiores que 1 provocam picos mais afastados, e regiões entre eles (vales) de menor dose. Estas podem ser interpretadas como as frações do objeto simulador que foram poupadas da irradiação direta, haja vista, que o *pitch* em questão é maior que 1. A análise da variação dosimétrica entre picos os seus “vales” vizinhos atingiu um máximo, em nossos experimentos, de 17%, quando um *pitch* de 1,5 foi escolhido. Em contrapartida, a escolha de *pitchs* menores que 1, aproximam estes picos de modo a reduzirem a separação entre eles, reduzindo simultaneamente a profundidade dos vales vizinhos, que para um *pitch* de 0,56 foi de 12%.

O fator de contribuição para o aumento da dose, que ficou mais evidenciado neste experimento foi a carga utilizada no protocolo de varredura. Inclusive, ainda que não se tenha argumentos suficientes para fazer esta afirmação neste trabalho, parece haver uma relação aproximadamente linear entre o aumento da carga com a dose periférica medida no Norte do objeto simulador. Um aumento de aproximadamente 9% na carga do protocolo, provocou um aumento também próximo de 9% no maior pico de dose encontrado na posição norte.

Deste modo, fica evidente a necessidade de práticas de otimização do processo com a finalidade de reduzir valores de *pitch* e carga mantendo qualidade de imagem diagnóstica. Estudos com este propósito, têm sido conduzidos em todo o mundo, no entanto, ainda que sejam ricos em dados, não convergem para o estabelecimento de um protocolo de redução de dose e manutenção da qualidade de imagem aplicável em qualquer tomógrafo.

Nas investigações com o objeto simulador antropomórfico, para a determinação de doses pontuais, pode-se observar que as doses nos locais diretamente irradiados concordam com aquelas medidas no objeto simulador de PMMA, ainda que as composições do meio fossem diferentes do primeiro e o método dosimétrico também o seja.

Esta relação, além de corroborar a favor da validade da metodologia dosimétrica empregada em todo o trabalho, confirma a adequação destes meios de interação para a simulação do tecido humano.

Quando foi realizada a varredura de crânio do objeto simulador antropomórfico, sem a inclinação do *gantry*, as maiores doses encontradas foram justamente no cristalino, onde o pico de dose média encontrada atingiu 46 mGy, para a varredura no tomógrafo B, o que se deve à sua posição periférica no crânio, não obstante, pode-se afirmar que um dos tecidos de maior radiosensibilidade, para esta varredura, é justamente aquele que recebe o maior depósito de energia.

Na hipófise, protegida como é pela calota craniana, em todos os casos as doses medidas ficaram sempre entre 20 mGy e 25 mGy. Nela as doses depositadas têm uma contribuição considerável da radiação espalhada e podem fornecer um indicativo das modificações no espectro devido às interações com o osso cortical.

Em nenhum dos casos as doses nas mamas, ou na tireoide foi superior a 1 mGy. No entanto ainda assim elas puderam ser contabilizadas com a finalidade de também quantificar as possíveis reduções com a aplicação de um protocolo de varredura otimizado.

As altas doses verificadas nos cristalinos, geralmente, são justificadas pelo fato de elas não serem significativas quando fracionadas nos intervalos de tempo entre dois exames tomográficos, porém é preciso lembrar que o princípio norteador da radioproteção, o princípio ALARA, recomenda que as doses devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Os dados obtidos nas varreduras com o *gantry* inclinado confirmam que tais doses podem realmente ser minimizadas e que otimização do processo é possível.

Nelas, foram notadas reduções de dose no cristalino que chegaram a 92%, ou 28,59 mGy. No pior dos casos esta redução foi de 86% ela ainda assim significou 41,89 mGy de variação de dose.

As variações dosimétricas na hipófise não trazem informação relevante a este contexto, haja vista que, em qualquer dos protocolos ela permanece no interior do volume varrido.

Quanto as variações nas mamas e tireoide, foram da ordem de 50% significando reduções médias menores que 0,2 mGy, no entanto este dado não pode ser tratado como insignificante, se formos estritamente fiéis ao princípio ALARA.

A utilização de pequenas tiras de filmes radiocrômicos, com cerca de 1,5 cm de comprimento, também foi empregada como método dosimétrico para a determinação de doses pontuais. No entanto, para a medida de doses muito pequenas, como as doses nas mamas e tireoide, ou mesmo para as doses nos cristalinos quando a varredura foi feita com o *gantry* inclinado, não retornou respostas significativas, pois os valores, em escalas de cinza, encontrados não superaram significativamente aqueles medidos para a radiação de fundo. O que já era esperado,

pois o fabricante limita sua fidelidade dosimétrica a doses superiores a 1 mGy.

Valores tão expressivos, como os identificados nos cristalinos, são mais que suficientes para comprovar a potencialidade otimizadora da adoção de protocolos que poupem os cristalinos da irradiação direta. Deve-se ter em conta que uma varredura de tomografia computadorizada deve, antes de mais nada, ser um ganho à saúde do paciente, de modo que esta última deve ser o objetivo principal de todos os profissionais envolvidos. A opção por técnicas mais cômodas ou práticas para técnicos e médicos radiologistas, desalinha com este objetivo e relega a preocupação com o paciente a um plano secundário.

Dados como os obtidos em trabalhos como este, são de grande importância para solidificar o argumento que apela para a adoção de protocolos otimizados nesta modalidade de radiodiagnóstico que tanto impacta na dose coletiva, ao passo que abre horizontes para a adoção de limites de dose mais detalhadas que contemplem, não apenas tecidos de alta radiosensibilidade, mas que possam fornecer um indicativo da conformidade das varreduras da rotina clínica com o que se pode fazer de melhor em termos de proteção radiológica do paciente.

Referências Bibliográficas

- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. [S.l.], 1998.
- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. *Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos*.: Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. [S.l.], 2005. 101 p.
- CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Tomografía computarizada. evolucion, principios técnicos y aplicaciones. *Revista Física Médica*, v. 11, n. 3, p. 163–180, 2010.
- CARVALHO, C. A. História da tomografia computadorizada. *Revista Imagem*, v. 29, n. 02), p. 61–66, 2010.
- CASTRO, R. C. Mestrado em Engenharia Nuclear. *Cálculos de dose equivalente em órgão os de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos*. 2005. 77 f.
- CINAMON, M. J. *Multislice spiral CT principles & applications*. 1. ed. 2001. 61 p.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENESRGINA NUCLEAR. *Diretrizes de proteção radiológica*. [S.l.], jan. 2005.
- DAWSON, P.; LEES, W. Multi-slice technology in computed tomography. *Clinical Radiology*., v. 56, p. 302–309, 2001.
- DONNELLY, L.; EMERY, K. K. minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector ct. *American Journal of Roentgenology*., v. 176, p. 303–306, 2001.
- EUROPEAN COMMISSION. *Managing patient dose in computed tomography*. [S.l.], 2000.
- EUROPEAN COMMISSION. *Radiation and your patient: A Guide for Medical Practitioners*. [S.l.], 2000. 17 p.
- FERREIRA, C. C. et al. Validação de um modelo computacional de exposição para dosimetria em tomografia computadorizada. *Revista Brasileira de Física Médica*., v. 4, n. 1, p. 19–22, 2010.
- GODOI, C. W. Masters in Nuclear Engineering. *Image Reconstruction in medical radiology*. 2009. 101 f.
- INTERNATIONAL COMISSION IN RADIATION PROTECTION. *Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice*. [S.l.], 2002. 14 p.
- INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC 2009, 2009, Rio de Janeiro. *Study of the ct peripheral dose variation in a head phantom*. INAC 2009.

- JUCIUS, A. R. Radiation dosimetry in computed tomography (ct). *Application of Optical Instrumentation in Medicine.*, v. 127, p. 286–295, 1977.
- MARTINS, A. R. A descoberta dos raios x: O primeiro comunicado de roentgen. *Revista Brasileira de Física Médica.*, v. 04, p. 373–391, 1998.
- MAYLES, P. *Handbook of Radiotherapy Physics*. 1. ed. [S.l.]: Taylor & Francis Group, 2007. 1433 p.
- MEDEIROS, J. Mestrado em Engenharia Biomédica. *Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computadorizada*. 2009. 106 f.
- MOORS, B. M. Cec quality criteria for diagnostic radiographic images - basic concepts. *Radiation Protection Dosimetry.*, v. 57, p. 105–110, 1995.
- MOURÃO, A. P. *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. 1. ed. [S.l.]: Difusão, 2007.
- OLIVEIRA, B. B. Mestrado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais. Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear. *Perfil de dose em varreduras de tórax por Tomografia Computadorizada*. 2011. 113 f.
- PINA, R. D.; NETTO, B. S. D. G. T. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 42, p. 171–177, 2009.
- SANDBORG, M. Computed tomography: physical principles and biohazards. *European Journal of Radiology*, v. 79, p. 103–117, 2010.
- SIEMENS MEDICAL. *Computed tomography: its history and technology Erlangen*. 2002. 36 p.
- SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA, 2011, Recife. *Estudo do Perfil de dose em varredura de TC de crânio*.
- WEBB, R. W. *Fundamentos de tomografia computadorizada do corpo*. 5. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2000. 303 p.

ANEXO A – Protocolo de Crânio

Protocolo de crânio sugerido pelo programa de qualidade em radiodiagnóstico do CBR

- 1.Topograma: lateral
- 2.Orientação do corte: **transversal**
- 3.Início e final dos cortes: Forame magno ao vértice
- 4.Espessura de corte:
 - Fossa posterior: 2 a 5 mm
 - Supra-tentorial: 5 a 10 mm
- 5.Incremento de corte:
 - Fossa posterior: até 5 mm
 - Supra-tentorial: até 10 mm
- 6.FOV: Adequar à região de interesse
- 7.Técnica:
 - KV: “standart”
 - mAs: Mais baixo possível necessário para a requerida qualidade de imagem
- 8.Reconstrução: Partes moles
- 9.Contraste iodado: a critério do radiologista. Dose: 2 ml/kg ou em adultos com 70 kg ou mais: 100 ml
- 10.Documentação:
 - Em filme: até 20 imagens/folha