

**“DOSES E RISCO DE RADIAÇÃO EM ESTUDO
TOMOGRÁFICO COMPUTADORIZADO DO TÓRAX
COM TECNOLOGIA DE QUATRO CORTES”**

ANDRÉA DE LIMA BASTOS

Dissertação apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Mestre em Ciência e
Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais.

2006

Comissão Nacional de Energia Nuclear
CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR
*Programa de pós-graduação em ciência e tecnologia das radiações, minerais e
materiais*

**DOSES E RISCO DE RADIAÇÃO EM ESTUDO TOMOGRÁFICO
COMPUTADORIZADO
DO TÓRAX TECNOLOGIA DE
QUATRO CORTES**

Andréa de Lima Bastos

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção
do grau de Mestre em Ciência e Tecnologia
das Radiações, Minerais e Materiais

Área de concentração – Aplicação de técnicas nucleares

Orientadora: Dra. Maria do Socorro Nogueira

Belo Horizonte

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Aos meus pais (*in memoriam*).

AGRADECIMENTOS

O momento de agradecer traduz o final de uma etapa. Torna evidente que para a conclusão de um trabalho de pesquisa são necessárias muitas mãos que o suporte e o conduza à sua conclusão e, portanto que a busca humana só se concretiza pela integração do próprio Homem.

Agradeço inicialmente a Deus, pela força imprescindível nos momentos difíceis e pela luz nos momentos de dúvidas mostrando que só se aprende a caminhar iniciando-se passo a passo.

Agradeço ao Curso de pós-graduação do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear/CDTN, que abrindo portas a áreas diversas do conhecimento humano, permitiu que a ciência fosse integrada de forma plena. Em especial, minha gratidão aos professores do curso que cumpriram a difícil tarefa de ministrar conhecimentos tão diversos e aprofundados a uma platéia tão diversificada criando desta forma um grupo selecionado de alunos com profunda consciência no momento científico e tecnológico atual e futuro. Dentre estes, gostaria de agradecer especialmente à minha orientadora Dra. Maria do Socorro Nogueira que aceitou de maneira mais próxima a tarefa de conduzir-me em uma nova área do conhecimento e através da paciência, encorajamento e amizade tornou possível a concretização deste trabalho. Não poderia me esquecer de agradecer aos professores João Emílio Peixoto e Márcia Terezinha Carlos, profundos conhecedores do assunto referente a este trabalho, que me receberam de braços abertos no Rio de Janeiro e através dos quais as portas do conhecimento mais amplo em física da Tomografia computadorizada se abriram de forma definitiva. Obrigada pela acolhida, pela amizade e pelo carinho.

Aos colegas também minha gratidão pelo companheirismo e amizade durante a jornada, foi muito importante ter vocês por perto para trocar idéias e aprender.

Aos laboratórios de Calibração e de Dosimetria Termoluminescente através de seus funcionários que colaboraram durante as fases de seleção e calibração de dosímetros TLD, que por questões de cronograma não puderam ser utilizados neste trabalho. Em especial gostaria de agradecer ao tecnólogo deste centro, Peterson Squair, que participou ativamente das coletas de dados da pesquisa e através de sua experiência e conhecimento contribuiu para a realização deste trabalho. Obrigada Peterson, pela amizade e contribuição.

Finalmente não poderia me esquecer de um fator imprescindível na elaboração de um trabalho de pesquisa, o apoio bibliográfico. Meus agradecimentos às bibliotecárias deste

centro, Nívea, Virgínia e Lenira que através da competência e dedicação, facilitaram muito a elaboração da pesquisa bibliográfica, parte fundamental deste estudo. Muito obrigada a todos!

EPÍGRAFE

..... “A mim, parece que nunca acabei de ser criança. Uma criança que brincou na praia, que encontrou uma pedra bem polida, uma concha multicolorida, enquanto o grande oceano da verdade continua a se estender, ainda inexplorado, diante de meus olhos”.

Issac Newton

RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) do tórax constitui um dos principais métodos de estudo das patologias torácicas, fornecendo análise morfológica e funcional e permitindo desta forma uma abordagem terapêutica mais específica das alterações condicionadas pelas doenças. Entretanto, deve-se considerar que por envolver radiação ionizante no seu processo, este procedimento apresenta os riscos inerentes a esta e sua utilização deve resultar de um balanço preciso entre o custo e o benefício propiciado pelo procedimento. A proteção de pacientes submetidos a exames radiológicos, de uma maneira geral, é determinada pelos princípios da “justificação” e “otimização”. Desta forma, torna-se importante hoje em dia, o conhecimento dos níveis de radiação nas exposições envolvidos durante um procedimento tomográfico. Estes níveis foram observados através da estimativa das grandezas específicas para tomografia computadorizada, o Índice de Dose para Tomografia Computadorizada no ar ($CTDI_{100,ar}$) e o Índice de Dose ponderada para Tomografia Computadorizada ($CTDI_w$), e em seguida dos níveis de dose absorvida em órgãos durante um estudo tomográfico computadorizado do tórax realizado com varredura única. Os descritores de dose específicos para a tomografia foram estimados através da irradiação, em tomógrafo multidetector de quatro cortes, de uma câmara de ionização tipo lápis de forma livre no ar para a determinação do $CTDI_{100,ar}$ e dentro do simulador de tronco para a determinação do $CTDI_w$. Os valores obtidos foram comparados com os valores fornecidos pelo fabricante e também com os valores obtidos por análise computacional. Eles foram utilizados, neste estudo, no cálculo da Dose Efetiva e para comparação com o nível de referência de dose estabelecido pela comunidade europeia. Utilizando-se o programa de simulação computacional do grupo IMPACT, foram determinadas as grandezas de radioproteção relevantes para o estudo que são os valores de dose absorvida em órgãos e a dose efetiva referente ao procedimento. O nível do Produto dose comprimento (DLP), utilizando-se o $CTDI_{100,ar}$ previamente estabelecido, foi também obtido e comparado com o nível de referência de dose estabelecido pela comunidade europeia. Os valores de dose absorvida em órgãos foram ainda utilizados para a estimativa do risco relacionado ao procedimento de acordo com as sugestões de cálculo da Comissão Internacional de Proteção Radiológica. Desta forma observamos que os níveis de exposição aos raios X proporcionados pela técnica com multidetecores de quatro fileiras e varredura única, permanecem dentro dos níveis conhecidos para os estudos envolvendo a

tecnologia convencional e helicoidal, apesar do aumento significativo de informações proporcionadas. Os valores de $CTDI_w$ e DLP obtidos neste estudo encontram-se dentro dos níveis de referência diagnóstica sugeridos como padrões de boa prática pela comunidade europeia. Os valores de doses em órgãos obtidos com esta técnica foi semelhante ao observado na literatura em relação ao estudo tomográfico do tórax. Neste estudo, considerando-se a grande incerteza associada a estes cálculos, podemos observar um risco maior para o pulmão, mama, medula óssea e esôfago.

ABSTRACT

The computerized tomography (CT) is an important method for studying chest pathologies to provide its morphological and functional analysis and to allow a specific therapeutic approach of signs or symptoms resulting from diseases. Since CT uses ionizing radiation, it should be considered that a precise balance between risks and benefits must be achieved in order to justify the adoption of such technique. Radiation protection of patients undergoing radiological exams is established based on the justification and optimization principles. Nowadays, it is important to know the dose radiation levels to which a patient is exposed during a tomographic procedure. Those are given by the estimation of specific dosimetric quantities called the computed tomography dose index in air, $CTDI_{100,air}$ and the weighted computed tomography dose index $CTDI_w$, and the organ absorbed doses that are given to the patient during a chest CT with a single scanning. In this work, the $CTDI_{100,air}$ and the $CTDI_w$ were determined through measurements with a pencil ionization chamber free-in-air and in a trunk phantom. Results were compared to values provided by the manufacturer and those that were calculated by computational methods. The protection quantities organ absorbed dose and effective dose, which are relevant to this work, were determined with a computational program from the IMPACT group. The dose length product DLP level was calculated from the $CTDI_{100,air}$ and compared to the reference dose level established by the European Community. Risk values were estimated based on the organ absorbed doses according to the procedure recommended by the International Commission on Radiological Protection. Although the significant increase on diagnostic information, results showed that x-ray dose levels from four-array multidetector CT system in a single-scanning were not so different to the published one from studies with the conventional and helical techniques. $CTDI_w$ and DLP values got in this work agreed with the diagnostic dose reference levels recommended by the European Community as standard for good practices. Organ doses provided by the studied chest tomography technique also agreed with those values published elsewhere. Although the dose results showed a large uncertainty in their values, it was observed that radiation risks were large in lungs, breast, bone marrow and esophagus.

INDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1-Primeiro tomógrafo computadorizado (EMI) e G. HOUNSFIELD.....</i>	22
<i>Figura 2 - Funcionamento dos Tomógrafos helicoidais, modificado de RÈMY-JARDIN (1996)</i>	23
<i>Figura 3 - Tomógrafo computadorizado multidetetor</i>	24
<i>Figura 4 - Reconstrução tomográfica 2D e 3D em aparelho multidetetor.....</i>	25
<i>Figura 5 - Reconstrução MPR do tórax em aparelho multidetetor</i>	25
<i>Figura 6 - Visão virtual do interior de traquéia</i>	26
<i>Figura 7 - Distribuição de dose para exames TC e convencional, modificado de NAGEL (2002)</i>	31
<i>Figura 8 - Índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI), modificado de NAGEL (2002)</i>	33
<i>Figura 9 - Simulador antropomórfico para medida de dose absorvida</i>	39
<i>Figura 10 - Simulador antropomórfico seccionado com dosímetros termoluminescente.....</i>	40
<i>Figura 11 – Dosímetros termoluminescentes para medidas de dose.....</i>	40
<i>Figura 12 - Sala de exames</i>	52
<i>Figura 13 - Sala de comando</i>	52
<i>Figura 14 - Localizações de A a E no simulador dosimétrico, modificado de (NAGEL, 2002).</i>	53
<i>Figura 15- Planilha para cálculo de dose em Tomografia Computadorizada do IMPACT, tradução para o Português (IMPACT, 2006).....</i>	55
<i>Figura 16 - Varredura tomográfica do Tórax em simuladores matemáticos (IMPACT, 2006)</i>	56
<i>Figura 17 - Medida do CTDI livre no ar</i>	57
<i>Figura 18 --Cilindros para preenchimento do simulador.....</i>	58
<i>Figura 19 - Medida do CTDI_w em simulador de corpo.....</i>	59
<i>Figura 20 - Determinação do centro do simulador de PMMA.....</i>	60
<i>Figura 21 – Distribuição das doses ponderadas em órgãos (w_t, H_t)</i>	69

<i>Figura 22 - Doses em órgãos estimadas neste trabalho e por GONZÁLEZ (2004)</i>	<i>78</i>
<i>Figura 23 - Estimativa do risco de câncer pelo INCA (2006) e neste trabalho.....</i>	<i>78</i>

INDICE DE TABELAS

<i>Tabela 1 - Fatores de ponderação tecidual (ICRP, 1991).....</i>	<i>41</i>
<i>Tabela 2 - Doses efetivas em exames de TC e radiográficos (ICRP 1987).....</i>	<i>42</i>
<i>Tabela 3 - Coeficientes de detrimento e fatalidade nominal para H_T no órgão e E (ICRP, 1996).....</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 4 - Coeficiente nominal de probabilidade para efeitos estocásticos (ICRP, 1996).....</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 5 - Órgãos para os quais é necessário estimar a dose média (ICRP, 1991).....</i>	<i>49</i>
<i>Tabela 6 - Especificações técnicas do equipamento.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabela 7 – Parâmetros técnicos para cálculo dos indicadores de dose pelo IMPACT.....</i>	<i>61</i>
<i>Tabela 8 - Parâmetros utilizados para cálculos de dose na planilha do programa IMPACT.....</i>	<i>63</i>
<i>Tabela 9 - Valores de leituras para o cálculo do $CTDI_{100,ar}$ e condições de medida no tomógrafo.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabela 10 – Valores de leituras para o cálculo do $CTDI_w$ no simulador de PMMA.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabela 11- Média das leituras no simulador utilizando câmara de ionização.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabela 12 - Incertezas da estimativa do $CTDI_{100}$.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabela 13 -Incertezas da estimativa do $CTDI_w$.....</i>	<i>67</i>
<i>Tabela 14 - Incerteza expandida e combinada.....</i>	<i>67</i>
<i>Tabela 15 - Valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_w$.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabela 16 - Valores de dose em órgãos calculados pelo IMPACT.....</i>	<i>70</i>
<i>Tabela 17 - Estimativa de Risco para órgãos por 100.000 pacientes.....</i>	<i>71</i>
<i>Tabela 18 -Doses Efetivas médias para diferentes tipos de exames em radiodiagnóstico (REGULLA F. D., EDER H., 2005).....</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 19 - Dose em órgãos em Tomografia Computadorizada do Tórax, modificado de GONZÁLEZ e DERBY, (2004).....</i>	<i>77</i>

ABREVIATURAS E SIGLAS

1. 3D-Tridimensional
2. ALARA - *as low as reasonably achievable*
3. BEIR- *Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations*
4. cm - Centímetro
5. CTDI - Índice de Dose para Tomografia Computadorizada
6. $CTDI_{100,c}$ - Índice de Dose para Tomografia Computadorizada no centro do simulador, com intervalo de integração de 100 mm.
7. $CTDI_{100,p}$ - Índice médio de Dose para Tomografia Computadorizada, medido na periferia do simulador.
8. $CTDI_{100,ar}$ - Índice de Dose para Tomografia Computadorizada no ar
9. $CTDI_{FDA}$ - Índice de Dose para Tomografia Computadorizada no intervalo de integração de 14 cortes
10. $CTDI_w$ - Índice de Dose ponderada para Tomografia Computadorizada
11. DHHS- Department of Health and Human service, Food and Drug Administration
12. DLP - Produto dose comprimento, do inglês "Dose Length Product" Produto da dose pela área irradiada.
13. FDA - Administração de Alimentos e Medicamentos, do inglês "Food and Drug Administration".
14. ICRP - Comissão Internacional de Proteção Radiológica, do inglês "International Commission on Radiological Protection".
15. INCA – Instituto Nacional do Câncer
16. kV - quilovolte
17. kVp - quilovolt pico
18. LET-Transferência Linear de Energia, do inglês "Linear energy transference"
19. mA- mili Ampère; subunidade da corrente elétrica
20. mAs- Produto da subunidade da corrente elétrica pelo tempo (mili Ampère segundo)
21. mGy- mili Gray
22. MPR - Reconstrução multiplanar
23. MSAD – Dose Média de Múltiplos Cortes, do inglês "Multiple Scan Average Dose".

24. mSv- mili Sievert
25. NRD - Nível de referência de dose
26. NRPB – *Nuclear Radiological Protection Board*
27. PCTDI - Índice prático de Dose para Tomografia Computadorizada
28. PMMA – Polimetilmetacrilato
29. Sv- Sievert
30. TC – Tomografia Computadorizada
31. TLD - Dosímetro termoluminescente
32. UNSCEAR- *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA -----	III
AGRADECIMENTOS -----	IV
EPÍGRAFE -----	VI
RESUMO -----	VII
ABSTRACT -----	IX
INDICE DE FIGURAS -----	X
INDICE DE TABELAS -----	XII
ABREVIATURAS E SIGLAS -----	XIII
SUMÁRIO -----	XV
1. INTRODUÇÃO: -----	16
2. OBJETIVOS: -----	19
3. REVISÃO DE LITERATURA -----	20
3.1 A EVOLUÇÃO DA RADIOLOGIA TORÁCICA-----	20
3.2 DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA:-----	28
3.2.1 Aspectos históricos da dosimetria das radiações em radiodiagnóstico-----	28
3.2.2 Dosimetria do feixe de raios X do tomógrafo-----	30
3.3 DESCRITORES DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA-----	30
3.3.1 CTDI (Ck Kerma no ar) Índice de dose para tomografia computadorizada:-----	32
3.4 GRANDEZAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA:-----	38
3.4.1 Dose Absorvida no Órgão (D_T)-----	38
3.5 PROGRAMAS COMPUTACIONAIS PARA CÁLCULO DE DOSE-----	44
3.5.1 Simuladores Matemáticos-----	44
3.5.2 Simuladores de Voxel-----	45
3.6 ESTIMATIVA DE RISCO-----	45
3.7 NÍVEIS DE REFÊRENCIA DIAGNÓSTICA-----	49
4. MATERIAIS E MÉTODOS -----	52
4.1. MATERIAIS-----	52
4.1.1 Tomógrafo Computadorizado-----	52
4.1.2 Simulador Dosimétrico e Medidor de Dose-----	53
4.1.3 Planilha para Cálculo de Dose em Órgãos-----	54
4.2. METODOLOGIA-----	57
4.2.1 Determinação dos indicadores de dose-----	57
4.2.2 Aquisição do Estudo Tomográfico do Tórax-----	61
4.2.3 Determinação dos Valores de Dose Absorvida em Órgãos-----	62
5.RESULTADOS -----	65
5.1 DOSIMETRIA DO FEIXE DE RAIOS X-----	65

5.2 DOSIMETRIA DO PACIENTE-----	68
5.3 ESTIMATIVA DA DOSE EM ÓRGÃOS-----	68
5.4 ESTIMATIVA DO RISCO BIOLÓGICO-----	70
6. DISCUSSÃO -----	72
6.1 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DIAGNÓSTICA-----	72
6.2 DOSE DE RADIAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE IMAGEM -----	74
6.3 ÍNDICE DE DOSE DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA LIVRE NO AR ---	75
6.4 RISCO BIOLÓGICO -----	76
7. CONCLUSÕES-----	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	80
GLOSSÁRIO-----	86
ANEXO I-----	87

1. INTRODUÇÃO:

Os métodos de imagem utilizando raios X na prática médica constituem uma ferramenta útil para o diagnóstico de uma grande variedade de condições patológicas, sendo ainda utilizados para guiar procedimentos terapêuticos invasivos. Os benefícios destes métodos são inquestionáveis e através da evolução tecnológica surgem novas aplicações que fornecem importante contribuição na abordagem de patologias e nas perspectivas de tratamento.

Entretanto, deve-se considerar que estes métodos envolvem diretamente a exposição do organismo humano a um campo de radiação ionizante, tornando necessária a existência de um balanço entre os benefícios e os prejuízos que possam ser determinados por esta prática.

A proteção de pacientes submetidos a exames radiológicos é determinada pelos princípios da “justificação” e “otimização”. Para que sejam estas exposições clinicamente justificadas, o benefício à saúde do paciente deve, claramente, exceder aos riscos imputados pela radiação (ICRP, 1991).

Devido ao potencial benefício à saúde, não existem limites de dose prescritos para estas exposições; desta forma, cabe ao profissional que utiliza a radiação ionizante com finalidade diagnóstica ponderar entre o benefício diagnóstico potencial de determinada exposição e o detrimento que possa ser causado pela mesma (WALL, 2004). Para atingir este objetivo, é necessário o conhecimento da condição clínica de cada paciente e da eficácia, benefícios e riscos do procedimento diagnóstico proposto.

Uma vez justificada a exposição médica, o princípio da otimização se aplica, buscando assegurar exposições de radiação que forneçam qualidade à imagem para o diagnóstico, passando este objetivo pela seleção do equipamento de imagem a ser utilizado e dos parâmetros técnicos para a realização dos estudos (ICRP, 1991; WALL, 2004).

Nos exames de radiodiagnóstico, os riscos potenciais pelo nível de exposição envolvido, são relacionados aos efeitos estocásticos de indução do câncer e efeitos hereditários transmitidos à prole (ICRP, 1991; WALL, 2004). Somente em procedimentos envolvendo longos períodos de exposição fluoroscópica existem níveis de dose absorvida que podem exceder valores limiares a partir dos quais se iniciam os efeitos determinísticos (WALL, 2004).

Logo, a dosimetria das radiações se preocupa em estimar a dose média de radiação absorvida pelos tecidos e órgãos no corpo, de conhecida radiosensibilidade, especificados pela norma ICRP, 1991. Um segundo objetivo da dosimetria, neste contexto, é fornecer uma

estrutura prática que possibilite aos serviços de radiodiagnóstico verificar as doses que estão utilizando e compará-las com parâmetros de boa prática conhecidos como níveis de referência de dose, NRD (WALL, 2004). Desta maneira, portanto, a dosimetria serve aos propósitos de otimização.

Em geral, no radiodiagnóstico são envolvidas exposições parciais do corpo e de órgãos, por fótons com energia variando entre 20 e 120 keV, resultando numa distribuição de dose não uniforme no volume irradiado (WALL, 2004).

Aproximadamente 73% dos procedimentos de radiodiagnóstico, representados pelas radiografias convencionais do tórax, membros e dentária, envolvem doses absorvidas de poucos miligrays em pequenos volumes de tecido, resultando em doses efetivas menores que 0,02mSv. Em torno de 21% dos procedimentos resultam em doses efetivas entre 0,002 mSv e 2 mSv e envolvem também a radiologia convencional, correspondendo a exames radiográficos do crânio, coluna, articulações, abdomen e pelve. Exposições maiores são necessárias para estes procedimentos porque os feixes de raios X devem atravessar regiões mais espessas e densas do corpo. O aumento da dose efetiva nestes casos se deve ao fato de que maior volume corporal é exposto, o qual pode conter numerosos órgãos radiosensíveis e radiografias realizadas em várias incidências podem ser necessárias para o diagnóstico de uma condição patológica. Somente 6% dos procedimentos de imagem resultam em doses efetivas superiores a 2 mSv e muitos poucos destes excedem a 20 mSv. Este número, relativamente pequeno de procedimentos envolvendo doses maiores, foi responsável por 78% da dose efetiva coletiva correspondente a todas as exposições de radiodiagnóstico da população do Reino Unido no ano de 1998. Estes procedimentos são representados por exames que envolvem várias exposições radiográficas e/ou de fluoroscopia como, por exemplo, a angiografia e os estudos contrastados do trato gastrointestinal e urinário e a tomografia computadorizada (WALL, 2004).

Outros estudos atribuem à tomografia computadorizada um percentual de procedimentos realizados ainda maior, o que evidencia a franca expansão do método na prática clínica (MAYO, MÜLLER, 2003; METTLER, WIDEST, LOCKEN, 2000).

Desde sua inserção na prática clínica no início da década de 70, o papel da tomografia computadorizada tem expandido e conseqüentemente é observado um progressivo aumento na sua utilização como método diagnóstico. Considerando-se esta contínua evolução e crescente utilização deste método, torna-se atualmente imprescindível que as informações do caráter dosimétrico envolvidas nesta modalidade sejam apresentadas à prática clínica e acompanhem intimamente a evolução tecnológica.

Desta forma, a dosimetria na prática clínica de rotina, se torna necessária para informar ao profissional que utiliza este método como ferramenta de diagnóstico, sobre os níveis de dose associados a estes procedimentos, a fim de que esta informação seja considerada, juntamente com a qualidade de imagem, na seleção do procedimento técnico para determinado caso.

2. OBJETIVOS:

Considerando-se o crescente aumento da realização de exames tomográficos, o nível de exposição obtido por estas técnicas e a evolução tecnológica dos equipamentos, este trabalho realizado para equipamentos multidetetores de quatro cortes tem por objetivos:

- Estimar descritores de dose em tomografia computadorizada, $CTDI_{100, ar}$ e $CTDI_w$, com multidetetores através do estudo experimental e de modelos computacionais, para equipamentos de quatro cortes.
- Estimar o nível de exposição aos raios X de pacientes submetidos a tomografias computadorizadas de rotina do tórax, realizadas com o protocolo determinado, em relação aos níveis de referência diagnóstica estabelecidos pela comunidade europeia.
- Estimar os valores de doses em órgãos no estudo tomográfico computadorizado do tórax.
- Estimar o risco biológico, relacionado ao procedimento em questão, utilizando-se os valores de doses em órgãos, os descritores de dose e os coeficientes de conversão sugeridos pela norma ICRP 60 (ICRP, 1991).

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 A EVOLUÇÃO DA RADIOLOGIA TORÁCICA

A descoberta dos raios X, em 1895 por W.C. Röntgen representou um grande avanço na medicina possibilitando o estudo anatômico do corpo humano “*in vivo*”, através da análise da atenuação dessa nova radiação pelas estruturas, impressa em uma película fotográfica. Este evento marcou o início de uma era dedicada ao conhecimento e estudo de órgãos e sistemas humanos e suas alterações estabelecendo-se de maneira definitiva como método imprescindível na atenção à saúde.

Pode-se perceber, portanto, o impacto causado pelo desenvolvimento dos métodos de diagnóstico por imagem, utilizando essa nova radiação, nas diversas áreas da medicina. Em relação às doenças do tórax, observa-se que o uso dos raios X, permitindo a análise por imagem dos processos patológicos, possibilitou um grande avanço no seu conhecimento e abordagem clínica e desta forma representou uma grande contribuição em nível de saúde pública. Nos primórdios de sua utilização como método de diagnóstico, a radiografia convencional era a única modalidade de imagem para a abordagem das doenças torácicas. As unidades portáteis para a realização do estudo eram disponibilizadas por vários fabricantes na década de 30, mas a *Picker Corporation* era a única a suprir as forças armadas norte-americanas e por isso seu equipamento foi largamente utilizado na Segunda Guerra Mundial (KROHMER, 1989).

Outro importante método de imagem para o estudo do tórax, que teve seu início na década de 40, foi a fluoroscopia que se tornou possível com o desenvolvimento dos intensificadores de imagem por J.W. Coltman da *Westinghouse* em 1953. Este método permitiu o estudo e registro de imagens de estruturas em movimento (KROHMER, 1989). A fluoroscopia do tórax foi um procedimento bastante utilizado no passado para determinar, por exemplo, o tamanho das câmaras cardíacas, numa época em que a ecocardiografia ainda não era disponível. Os pacientes eram examinados fluoroscopicamente em várias projeções e várias radiografias eram obtidas com o material de contraste baritado no esôfago. Outras indicações do estudo incluíam a avaliação do derrame pericárdico, da presença de corpo estranho em vias aéreas e da paralisia diafragmática (KROHMER, 1989).

As câmeras fotográficas com telas fluorescentes foram desenvolvidas como uma

alternativa à radiografia, para a documentação da fluoroscopia do tórax. Estes esforços levaram à utilização da fotofluorografia como um método de rastreamento das doenças do tórax, em especial a tuberculose. Através deste método, largamente utilizado nas décadas de 30, 40 e 50, Manoel de Abreu estimulou a realização de grandes investigações sobre aquela doença que representava um importante problema de saúde pública, na época, devido à sua alta taxa de mortalidade e morbidade e à facilidade de contágio que proporcionava sua disseminação entre os indivíduos. Entretanto, as altas doses de radiação, necessárias para a execução deste método, foram responsáveis pelo seu abandono em favor de tecnologias mais modernas que foram desenvolvidas (HEITZMAN, 2000).

Outro importante avanço na técnica radiográfica que ocorreu na década de 40 foi o desenvolvimento do processamento automático de filmes, introduzido pela *PAKO Corporation* em 1942. Cerca de 40 minutos eram necessários para processar uma imagem. Antes do advento do processamento automático de filmes, o mesmo era realizado de forma manual, gerando perda de qualidade aos exames (KROHMER, 1989).

Nos anos subseqüentes, vários avanços tecnológicos melhoraram a qualidade das radiografias. O tempo de exposição foi reduzido, em parte, devido ao desenvolvimento de geradores mais potentes, que permitiam que imagens fossem obtidas em 120-140kVp (KROHMER, 1989).

Em 1968, fósforos de terras-raras, duas vezes mais eficientes que o tungstato de cálcio, foram adaptados para o uso em telas radiográficas, permitindo melhora na velocidade do filme e redução da dose no paciente (HEITZMAN, 2000).

A tomografia convencional desempenhou também um grande papel como método de estudo do tórax por imagem. Tendo sido introduzido por Ziedses des Plants em 1931, tinha como princípio básico produzir a visualização de uma espessura pré-determinada de tecido, excluindo estruturas situadas acima ou abaixo desta, através do movimento acoplado do tubo de raios X e do filme. As principais indicações do método eram: determinar cavitações nas lesões tuberculosas, avaliar características dos nódulos pulmonares, estudar vias aéreas centrais e lesões do esterno (KROHMER, 1989).

Na década de 80, ocorreu uma grande revolução em radiografias com o desenvolvimento e aperfeiçoamento da radiografia digital que tem mostrado considerável vantagem diagnóstica sobre a antiga radiografia convencional (HEITZMAN, 2000).

A contínua busca pela melhora na qualidade das informações fornecidas pelas técnicas radiográficas, já então bem estabelecidas, levou à concepção de um método que permitia a obtenção de imagens axiais, sem superposição, pela transmissão dos raios X gerados por uma

ampola, através do corpo humano e posterior reconstrução computacional dos dados obtidos por um sistema de detetores. Este método foi idealizado em 1972 pelo físico inglês G. Hounsfield e pelo médico Ambrose, sendo nesta época denominado tomógrafos EMI. Inicialmente concebido para estudos do crânio (Fig.1), este método rapidamente evoluiu passando sucessivamente por várias gerações (1^a, 2^a, 3^a, 4^a e 5^a gerações).



Figura 1-Primeiro tomógrafo computadorizado (EMI) e G. HOUNSFIELD

A imagem tomográfica é um mapeamento dos coeficientes de atenuação de cada segmento do corpo humano em estudo, apresentada numa matriz bidimensional, onde para cada elemento desta matriz, o pixel, é atribuído um valor numérico relacionado ao coeficiente de atenuação médio do seu elemento de volume, o voxel, expresso em unidades Hounsfield, uma homenagem ao seu idealizador (CARLOS, 2002).

Esta técnica tem representado, ao longo de toda a sua evolução, um dos principais métodos de diagnóstico por imagem de patologias humanas, permitindo sua identificação, caracterização, análise evolutiva, assim como o estabelecimento de propostas de tratamento e a avaliação de terapêuticas adotadas para doenças.

O desenvolvimento dos sistemas de tomografia computadorizada helicoidais ou espiral (aparelhos de 3^a e 4^a geração), no final da década de 80, pode ser considerado o principal avanço técnico deste método que revolucionou o diagnóstico médico por imagem e alterou de maneira decisiva a sua prática. Através do movimento simultâneo do tubo de raios X e da mesa onde é colocado o paciente (Fig.2), permitidos por esta técnica, a aquisição de dados tornou-se volumétrica e pôde ser obtida de maneira mais rápida e contínua (MAYO,

MÜLLER, 2003). Isso permitiu não somente o aumento das informações diagnósticas no plano axial, mas também novas aplicações como reconstruções tridimensionais e melhora nas reformatações multiplanares. Esta nova técnica permitiu ainda a otimização do uso de material de contraste para avaliação de órgãos bem como o estudo seletivo através da demonstração de fases específicas de realce dos vasos (RÉMY – JARDIN, 1996).

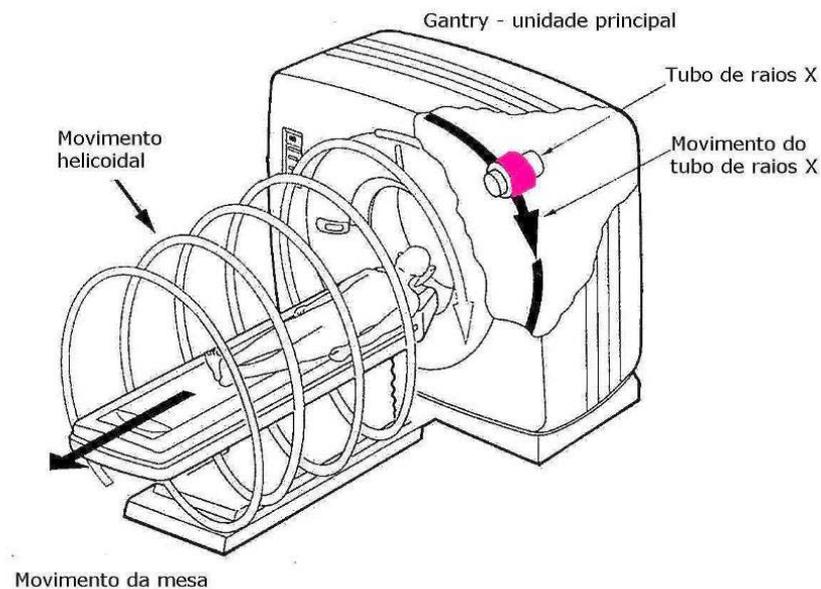


Figura 2 - Funcionamento dos Tomógrafos helicoidais, modificado de RÉMY-JARDIN (1996)

Mais recentemente, o desenvolvimento dos sistemas de tomografia computadorizada com multidetetores (aparelhos onde os detetores são arranjados em mais de uma fileira) tem fornecido importantes avanços à prática tomográfica (Fig.3), além de proporcionar maior conforto ao paciente, ao qual é solicitado um menor tempo de apnéia respiratória.

Aparelhos com duas fileiras de detetores foram introduzidos no mercado em 1992 pela *Elscint (CT Twin)* e aparelhos com muito mais fileiras foram introduzidos a partir de 1998 por vários fabricantes.

A vantagem inicial destes aparelhos é a utilização mais eficiente da radiação liberada pelo tubo de raios X, através da realização de mais de um corte simultaneamente (NAGEL, 2002). Desta forma, o tempo necessário para cobrir determinado volume pode ser bastante reduzido e a resolução espacial no eixo z é consideravelmente melhorada, oferecendo assim, uma velocidade de aquisição, resolução espacial e cobertura anatômica superior ao sistema helicoidal precedente com fileira única de detectores.

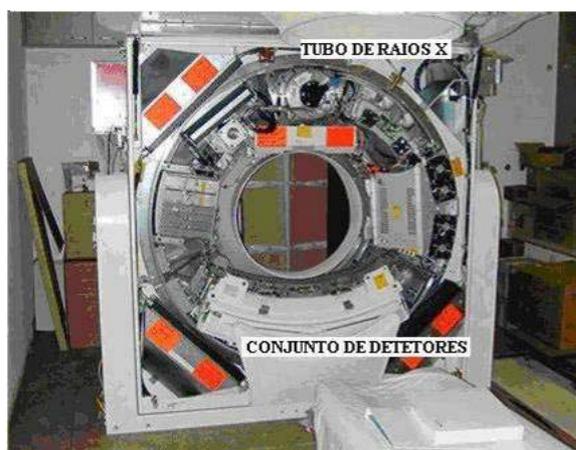


Figura 3 - Tomógrafo computadorizado multidetector

Essas novas características possibilitam substancial aumento no número de reconstruções axiais que fornecem através da elaboração de novos protocolos de estudo, importante acréscimo às informações diagnósticas, permitindo também a realização de reformatações tridimensionais (Fig.4) e multiplanares (Fig.5) de qualidade superior às obtidas pela técnica helicoidal com fileira única de detectores. Possibilitam ainda a realização de estudos endoscópicos virtuais, onde os dados são reconstruídos a partir das imagens topográficas obtidas, simulando procedimentos endoscópicos através da navegação pelo interior de estruturas como vasos, traquéia, laringe dentre outros (Fig.6) (RÉMY – JARDIN,1996; RUBIN, 2000; VINING et al 1996).

Outra importante contribuição dos sistemas multidetectors foi apresentada em 1995, permitindo a obtenção de imagens de tomografia computadorizada em tempo real com maior qualidade, a fluoroscopia tomográfica. Neste procedimento, as imagens são constantemente produzidas e simultaneamente mostradas ao operador, através do movimento contínuo do conjunto representado pelo tubo de raios X e detectores, utilizando para isto uma corrente menor em relação à utilizada nos demais procedimentos e rápido algoritmo de reconstrução.

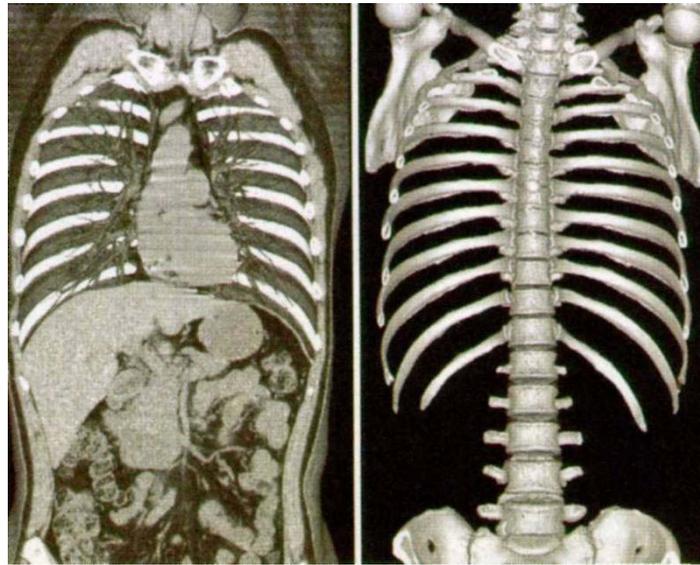


Figura 4 - Reconstrução tomográfica 2D e 3D em aparelho multidetector

Esta modalidade de estudo possibilita maior precisão na realização de procedimentos intervencionistas, como biópsia de lesões internas e drenagem de material líquido anômalo, coletado em cavidades do corpo humano (ex: abscessos).

O tórax é uma das regiões anatômicas mais tecnicamente desafiadoras para as imagens radiográficas devido à grande diferença de densidades teciduais e espessuras que estão presentes.

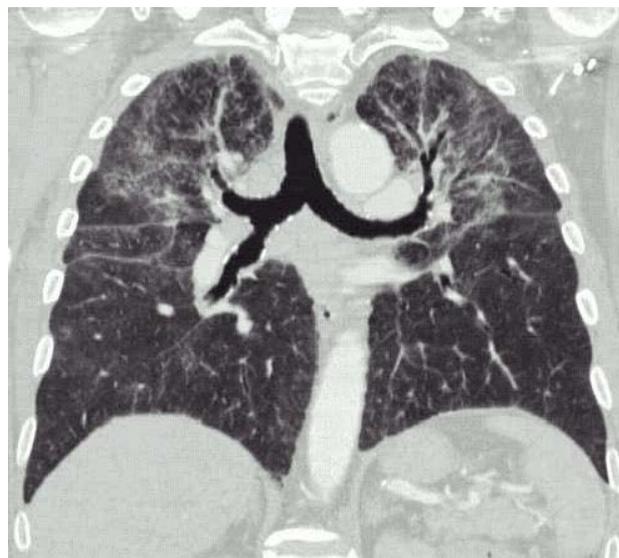


Figura 5 - Reconstrução MPR do tórax em aparelho multidetector

As principais vantagens das aquisições tomográficas volumétricas do tórax são (NAIDICH, MÜLLER, WEBB 1999):

- A eliminação das dificuldades geradas em virtude do ciclo respiratório.
- A possibilidade de análise retrospectiva de cortes intermediários adquiridos através de dados helicoidais contínuos.
- Redução do tempo de aquisição.

O estudo tomográfico computadorizado do tórax desempenha, hoje em dia, papel de destaque no estudo das patologias torácicas, fornecendo um nível de detalhamento anatômico e funcional das lesões que não poderiam ser concebidos com as metodologias de estudo anteriores e determinando desta maneira seu crescente uso como método diagnóstico.

A radiografia simples permanece ainda hoje como o principal método de abordagem das patologias do tórax e a tomografia computadorizada é utilizada para solucionar os problemas não elucidados por aquele método (NAIDICH, MÜLLER, WEBB 1999).

Desde a introdução dos sistemas helicoidais e mais recentemente dos sistemas multidetetores, observa-se um crescente aumento do número de exames realizados e indicações clínicas para a tomografia. Desta forma, o aumento do nível de exposição da população à radiação ionizante em tomografia computadorizada, tem se tornado uma preocupação de radiologistas, físicos e órgãos reguladores governamentais (METTLER, WIDEST, LOCKEN 2000; SHIRIMPTON, WALL 1995).

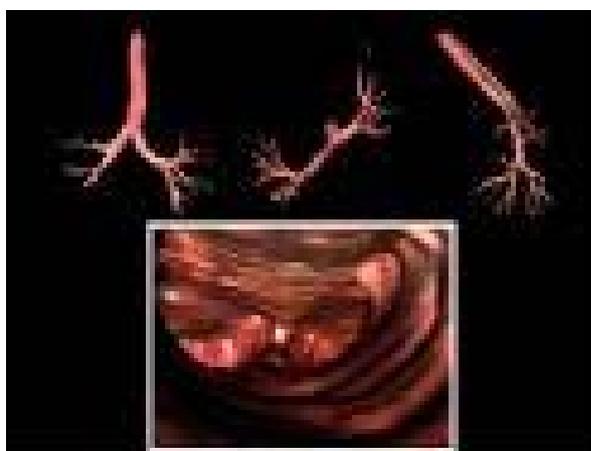


Figura 6 - Visão virtual do interior de traquéia

Através de estudos recentes em instituições acadêmicas norte-americanas, Mettler e colaboradores (2000) observaram que a tomografia contribuía com 11,1% dos procedimentos em radiologia diagnóstica e com 67% da dose de radiação efetiva relacionada a estes procedimentos.

3.2 DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA:

3.2.1 Aspectos históricos da dosimetria das radiações em radiodiagnóstico

A necessidade de se conhecer a intensidade de raios X utilizada nos procedimentos de diagnóstico tornou-se evidente desde o início de sua introdução na medicina, não somente pelos efeitos induzidos pela exposição aos raios X, mas também pela instabilidade envolvendo os processos de sua produção.

As primeiras análises de dose foram obtidas através do enegrecimento de emulsões fotográficas e de variações de cor de compostos químicos, mas ainda não havia disponíveis unidades de medida ou instrumentos capazes de quantificar a radiação. A utilização da ionização produzida por esta radiação no ar para sua quantificação, proposta por Villard em 1908, abriu as portas para o desenvolvimento experimental. Como resultado, foi adotado em 1925 pela *Röntgen Society* Alemã o Röntgen, *R*, como unidade de dose de raios X. (ICRU 2005).

O posterior desenvolvimento de padrões dosimétricos para raios X, levou à elaboração de instrumentos de medida sofisticados, baseados na ionização do ar e possibilitaram, desta forma, a quantificação da dose e a compreensão dos aspectos técnicos e biológicos envolvidos no radiodiagnóstico. A dosimetria de pacientes e trabalhadores da área refletiu o impacto biológico das teorias da época, resultando na elaboração e utilização de grandezas específicas.

Inicialmente, em 1928, a dosimetria na entrada da pele, relacionada aos efeitos determinísticos, foi usada para se discutir os limites de exposição do paciente. Já em 1950, o interesse era em relação à indução dos efeitos genéticos e leucemia, conseqüentemente os sítios anatômicos incluídos mais freqüentemente nos estudos de dose foram pele, gônadas e medula óssea. Grande número de dosímetros foi solicitado para se obter uma estimativa aproximada da dose média nos tecidos em diferentes condições de exposição que simulavam os tipos mais comuns de exames radiológicos. Inspeções utilizando técnicas dosimétricas para a análise de exames radiológicos começaram a ser realizadas em vários países, no período de 1955 até o início da década de 70, quando a preocupação principal era estimar doses geneticamente significativas e as doses médias na medula óssea da população (ICRU, 2005).

O desenvolvimento dos detectores do estado sólido levou ao crescimento do uso dos dosímetros termoluminescente (TLD) que passaram a ser usados diretamente sobre o paciente para medidas de dose na entrada da pele.

Posteriormente foi observado que as medidas do produto área x exposição, ou seja, o valor integral da exposição sobre a área do feixe de radiação, podia ser convertido em fluência de energia, podendo assim ser utilizado para estimar a energia total fornecida ao paciente ou dose integral, como passou a ser conhecida. Observou-se então que a dose integral estava intimamente relacionada à probabilidade de efeitos biológicos. Assim que outros detalhes das condições de exposição tornaram-se disponíveis, foi possível estimar a fração de energia dos raios X que foi depositada no paciente. Como a dose integral era freqüentemente mais fácil e mais prática de ser estimada que as doses para órgãos individualmente, muitos estudos nas décadas de 60 a 70 relataram doses para o paciente desta maneira (ICRU, 2005).

Na década de 80, nomenclaturas e definições de grandezas e unidades usadas na radiologia diagnóstica sofreram as maiores alterações devido às publicações da ICRU que adotou o sistema internacional de unidades. Como resultado, exposição foi gradualmente substituída por Kerma no ar, cuja unidade joule por quilograma recebeu o nome especial de Gray. Nesta grandeza os dosímetros passaram a ser calibrados e rastreados pelo padrão primário. A dose absorvida foi também expressa em Gray, melhorando assim a concordância numérica entre a grandeza medida pelos dosímetros e a dose absorvida pelos tecidos (5% para exposições médicas e para a maioria dos materiais tecido equivalente). O produto área x exposição tornou-se produto área x Kerma ou produto área x dose absorvida e as doses integrais foram expressas como a energia total fornecida ao paciente em joules. As limitações do conceito de energia total fornecida ao corpo e sua relação com os efeitos biológicos tornaram-se mais aparentes com o avanço dos métodos computacionais de dosimetria. Estes métodos permitiram calcular a dose média absorvida para todos os órgãos e tecidos do corpo, que possuem relevância para a proteção radiológica, a partir de modelagens matemáticas ou de grandezas facilmente mensuráveis como a dose na superfície de entrada da pele ou o produto área x dose, para uma grande variedade de condições de exposição médica (ICRU, 2005).

Informações mais detalhadas em relação à radiosensibilidade de diferentes órgãos e tecidos tornaram-se disponíveis no final da década de 80 (UNSCEAR, 1988; BEIR, 1990; ICRP, 1991) e combinadas com o conhecimento da dose média absorvida para estes órgãos e tecidos melhoraram a estimativa do risco total da típica exposição parcial do corpo humano, característica da radiação médica em radiodiagnóstico que anteriormente era estimado apenas pela energia total fornecida por determinada exposição (ICRU, 2005).

Existe, entretanto a necessidade da utilização de uma única grandeza relacionada ao detrimento potencial à saúde e que seja prática para a otimização da proteção ao paciente. Por

razões práticas, muitos pesquisadores têm aplicado o conceito de dose efetiva (uma soma ponderada das doses nos órgãos), desenvolvido pela ICRP, primariamente para uso no sistema de limitação de exposição ocupacional, para exposições médicas (ICRU, 2005).

A dosimetria se faz necessária em radiodiagnóstico para o estabelecimento, aplicação e avaliação de níveis de referência em diagnóstico, avaliação de riscos potenciais, avaliação do desempenho dos equipamentos médicos de raios X e análise das condições de trabalho.

Em relação ao paciente, estimativas de dose se tornam imprescindíveis para se estabelecer e controlar padrões de uma boa prática, relacionado aos níveis de referência de dose, subsídio à otimização da radioproteção do paciente e da qualidade da imagem. Na avaliação do detrimento da radiação à saúde, torna-se importante estimar as doses absorvidas em tecidos e órgãos para se justificar técnicas de imagem e também investigar casos de superexposições acidentais.

3.2.2 Dosimetria do feixe de raios X do tomógrafo

Os detectores mais utilizados para medições de dose em tomografia computadorizada são as câmaras de ionização do tipo lápis. Trata-se de câmaras de paredes de grafite e preenchidas com ar, nas quais os raios X ionizam o ar em seu interior, produzindo um fluxo de corrente proporcional ao nível exposição. Possuem boa exatidão e fácil manuseio.

As câmaras de ionização lápis foram, originalmente, projetadas e construídas para realização de medidas dosimétricas em feixes de radiação, em tomografia computadorizada. Estudos recentes têm mostrado, entretanto, a possibilidade de utilização deste equipamento para análise de outros tipos de radiação (MAIA, CALDAS 2003).

Estas câmaras são calibradas na grandeza kerma no ar, para se manter a rastreabilidade metrológica.

3.3 DESCRITORES DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A realização de medições de radiação em tomografia computadorizada é um procedimento bastante complexo, uma vez que as grandezas e as metodologias de dosimetria e os instrumentos de medição não podem ser simplesmente transferidos da radiologia convencional.

A distribuição de dose no paciente em tomografia computadorizada é completamente diferente da que ocorre durante a realização de radiografias. Nas projeções convencionais, observamos uma redução progressiva da dose desde o seu ponto de entrada (100%) até o seu ponto de saída (1%). No caso da tomografia computadorizada, devido à geometria rotacional de irradiação, a dose é mais homogênea distribuída no plano do corte em consequência do procedimento no qual o paciente é irradiado em todas as direções durante a rotação completa do tubo de raios X. Desta forma, a dose é mais concentrada no centro da região de rotação apesar da atenuação das estruturas circundantes do que na radiologia convencional, lembrando a irradiação rotacional usada em radioterapia (Fig.7).

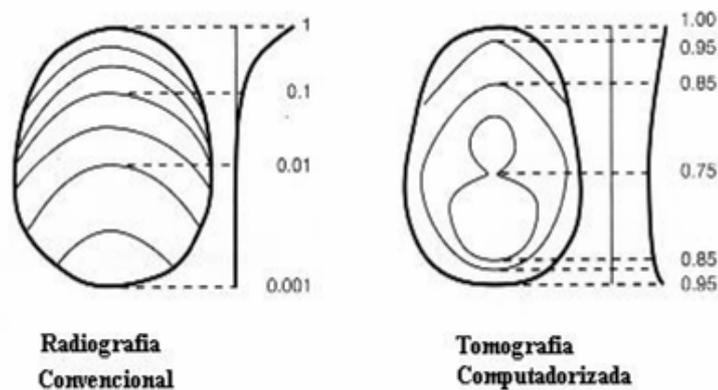


Figura 7 - Distribuição de dose para exames TC e convencional, modificado de NAGEL (2002)

Outra diferença fundamental se origina do fato da imagem transversa, realizada pelo tomógrafo, possuir poucos milímetros de espessura e a energia da radiação ser depositada não somente no corte, mas também em sua vizinhança. Isso ocorre, devido à limitada eficiência da colimação do feixe, à divergência deste feixe e principalmente pela radiação espalhada produzida na região do corte irradiado. Logo, a dose depositada na vizinhança de um corte em estudo tomográfico, contribui de forma significativa com o valor de dose medido neste corte (NAGEL 2002).

Enfim, na tomografia a situação é ainda complicada pelo fato de que o volume da região a ser coberta no estudo, não é irradiado simultaneamente e a dose de radiação na tomografia apresenta variações no plano de corte e ao longo do eixo z. (GRAY-McNITT 2002).

Visto essas diferenças, podemos concluir que a tomografia computadorizada exige grandezas específicas para medir e expressar a dose de radiação. As principais grandezas para a tomografia computadorizada e que são consideradas para os critérios de dose de radiação para o paciente são (NAGEL 2002):

- a) *CTDI* (C_k kerma no ar) - Índice de dose para tomografia computadorizada
- b) *DLP* (P_{KL}) - Produto dose comprimento

3.3.1 *CTDI* (C_k Kerma no ar) Índice de dose para tomografia computadorizada:

O conceito de *CTDI* foi introduzido há mais de 20 anos por Jucius e Kambic e posteriormente foi estabelecido de maneira particular pelo FDA (DIXON, 2003).

Esta grandeza tem sido, desde então, usada como a grandeza de dose mais específica para a tomografia computadorizada e pode ser definida como o valor de dose dentro do corte irradiado, resultante, se a dose de radiação absorvida fosse concentrada em um retângulo com largura equivalente à espessura nominal do corte (Fig. 8). Por esta razão, todas as contribuições de dose fora da região do corte nominal são adicionadas a esta região dentro do mesmo. Pode-se afirmar, portanto, que o *CTDI* refere-se à energia total absorvida em um perfil de dose, depositada dentro da colimação nominal. A expressão matemática do *CTDI* descreve, portanto, a soma de todas as contribuições de dose ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo (eixo z), onde:

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

Sendo $D(z)$, o valor da dose em um dado local z e h a espessura do corte.

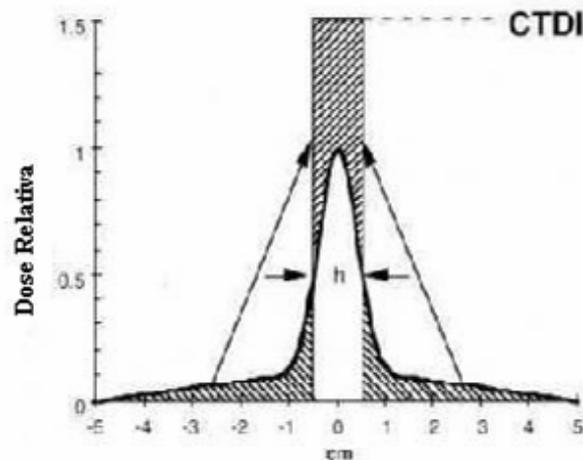


Figura 8 - Índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI), modificado de NAGEL (2002)

Sua unidade é o Gray (Gy).

A definição mais utilizada no passado, para valores de CTDI, era a soma da contribuição de dose para um intervalo de ± 7 cortes em cada lado de um corte irradiado, ou seja, uma extensão igual a 14 vezes a espessura nominal do corte (NAGEL, 2002).

De acordo com o DHHS (*Department of Health and Human Service, Food and Drug Administration*)/84; 49:171, esse tipo de medida de CTDI (eq.2) é ainda amplamente utilizado nos Estados Unidos da América como requisito essencial, informado pelo fabricante, para todos os modos de operação dos tomógrafos computadorizados. De acordo com o FDA como a medição deveria ser feita em simuladores de PMMA, a dose absorvida D deveria ser expressa como dose no PMMA.

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{h} \int_{-7h}^{+7h} D(z) dz \quad (2)$$

As principais variações do *CTDI* a serem consideradas são:

- 1) $CTDI_{100}$ - Para se evitar subestimar doses, principalmente para espessuras menores que 7 mm, a definição do $CTDI$ foi modificada de tal forma que uma extensão de integração de 100 mm é usada, independente da espessura do corte. Este tipo de $CTDI$ é referido também como $CTDI$ prático e $PCTDI$, (LEITZ et al 1995).

A grandeza usada para calcular este $CTDI$ é o kerma no ar, logo:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} K_{ar}(z) \cdot dz \quad (3)$$

Sua unidade é o Gray

- 2) $CTDI$ ponderado ($CTDI_w$) – O $CTDI_w$ é um valor ponderado dos $CTDI_{100}$ medidos em simuladores cilíndricos de PMMA para cabeça e corpo, que é o indicativo da dose média em um único corte, através da estimativa de quatro valores obtidos na periferia e um obtido no centro dos simuladores. Presumindo que a dose no simulador diminui da superfície ao centro, esta grandeza foi definida por LEITZ e colaboradores (1995):

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

Onde $CTDI_{100,c}$ é a medida realizada no centro e $CTDI_{100,p}$ é a média das medidas em quatro pontos opostos da periferia do simulador. Sua unidade é o Gray

Em geral, as recomendações de dose são estabelecidas em termos de $CTDI_w$, assim como alguns indicadores, disponibilizados de maneira obrigatória, nos novos aparelhos de tomografia (IEC, 1999).

- 3) $CTDI$ efetivo ($CTDI_{vol}$) - Nos casos em que os aparelhos de tomografia operam em varredura helicoidal com Fator de Passo (relação entre a distância percorrida pela mesa de exames e a espessura do corte) diferente de um. O $CTDI_w$ é dividido por este valor (IEC, 1999).

Este valor de $CTDI_w$ corrigido é denominado $CTDI$ efetivo ($CTDI_{w,eff}$), desta forma, o impacto do Fator de Passo no volume examinado (exposição à radiação), já é considerado no nível de dose local e o $CTDI_{w,eff}$ representa, portanto a dose média para um dado volume de

estudo. Um termo especial foi retrospectivamente introduzido, para evitar confusões com o original $CTDI_w$, não corrigido, e essa grandeza passou a ser denominada CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$) (IEC, 2001). Sua unidade é o Gray (Gy).

4) $CTDI_{ar}$ (Dose livre no ar, no eixo de rotação) - Simplesmente denominado, dose livre no ar ou $CTDI_{ar}$, essa é a grandeza mais fácil de ser estimada e é fundamental na dosimetria do paciente, pois permite que com o uso de fatores de conversão de dose em órgão, se calcule a Dose Efetiva. A simplicidade de medida desta grandeza, sem a necessidade de um simulador, é outra importante vantagem do seu uso.

Os fatores de simulador (P), que são parâmetros específicos do aparelho e portanto dependem do modelo do tomógrafo, permitem a conversão do $CTDI_{ar}$ em $CTDI_w$, e vice-versa. Esses Fatores de simulador (P) são definidos como (EUR, 1999):

$$P_H = \frac{CTDI_{w,H}}{CTDI_{ar}}, \quad P_B = \frac{CTDI_{w,B}}{CTDI_{ar}} \quad (5)$$

Onde P_H é o fator de simulador para a cabeça e P_B é o fator de simulador para o corpo. Esses valores são, em geral, disponibilizados em tabelas. Sua unidade é o Gray (Gy).

O desempenho de um equipamento tomográfico está diretamente relacionado com a qualidade da imagem produzida e com a intensidade de exposição proporcionada durante um exame. Um dos parâmetros de avaliação deste desempenho é o rendimento do tubo de raios X. Com esta finalidade, o Índice de Dose em Tomografia Computadorizada livre no ar, $CTDI_{ar}$, é uma grandeza relacionada ao rendimento do tubo de raios X do tomógrafo, uma vez que é estimado o kerma no livre ar produzido diretamente pela ionização promovida pelos fótons provenientes deste. Esta grandeza é ainda adequada para a realização de testes de constância do equipamento.

3.3.2 DLP Produto dose comprimento

Na tomografia computadorizada, onde todo o diâmetro do corpo é sempre completamente irradiado, a grandeza utilizada para expressar a intensidade e extensão da área irradiada é o DLP que é obtido, de forma geral, multiplicando-se uma grandeza apropriada para a tomografia (ex. $CTDI_{ar}$ ou $CTDI_w$) pelo produto do número de cortes, n , e a espessura, h (em cm), dos cortes:

$$DLP_{XYZ} = CTDI_{XYZ} \cdot n \cdot h \quad (6)$$

Sua unidade é Gy.cm.

Deve-se observar, entretanto, que no cálculo do DLP utilizando-se o $CTDI_{vol}$, o efeito relacionado ao Fator de Passo já foi corrigido, porque ao invés do comprimento estudado, o produto do número de cortes e sua espessura foram considerados. Desta forma, a relação adequada neste caso é:

$$DLP_w = CTDI_{w,eff} \cdot p \cdot n \cdot h \quad (7)$$

Onde p é o valor do Fator de Passo.

Mais recentemente o novo documento ICRU propõe um sistema harmonizado de grandezas e unidades para dosimetria do paciente em imagem médica por raios X e ainda novos símbolos para as várias grandezas além de fornecer informações gerais em métodos de medição, calibração de dosímetros e métodos de determinação de dose em órgãos e tecidos (ICRU, 2005).

De acordo com este novo documento o Índice de Dose de Tomografia Computadorizada (CTDI) é usado para caracterizar a dose e é denominado Índice de Kerma no ar em Tomografia Computadorizada (C_k kerma no ar). Esta grandeza é derivada de uma medição de um corte único e traduz a energia total transferida em um perfil de dose, dentro de uma colimação nominal.

Desta forma, temos:

$$C_K = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(Z) dz \quad (8)$$

$K_a(Z)$ é o kerma no ar ao longo do eixo de rotação do tomógrafo;

T é a espessura nominal do corte.

Para aparelhos multidetetores, utiliza-se a seguinte relação:

$$C_K = \frac{P_{KL}}{\sum_i N_i T_i} \quad (9)$$

N_i é o número de cortes de espessura T_i ;

P_{KL} é o produto kerma no ar comprimento

Ainda dentro desta nova proposição ICRU, o DLP é o produto kerma no ar pelo comprimento, P_{KL} e é a integral de kerma no ar sobre uma linha L , paralela ao eixo de rotação do tomógrafo computadorizado.

$$P_{KL} = \int_L K_a(z) d(z) \quad (10)$$

$K_a(z)$ – Kerma no ar

3.4 GRANDEZAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA:

3.4.1 Dose Absorvida no Órgão (D_T)

Para a justificativa de uma prática ou para a investigação de casos de superexposição, utiliza-se a dose absorvida no paciente visto que essa grandeza está diretamente relacionada aos riscos potenciais à saúde. Sua estimativa é uma etapa na avaliação do detrimento à saúde, relacionado à determinada prática, quais sejam:

- Efeitos determinísticos (radiologia intervencionista): dose absorvida nos sítios mais intensamente irradiados, na superfície do corpo. Ex: a dose na pele do paciente
- Efeitos estocásticos: a dose média absorvida em tecidos ou órgãos individualmente de acordo com a ICRP 60.

A dose absorvida no órgão (D_T) é definida pela ICRP 60 como a energia média absorvida em um determinado órgão, dividido pelo valor de massa deste, e é um indicador do $CTDI_w$, para órgãos completamente localizados dentro da região irradiada durante um exame tomográfico (NAGEL, 2002). A unidade de dose absorvida é o Gray (Gy).

Medidas de dose no órgão não podem ser realizadas diretamente no paciente e requerem, de modo geral, o uso de simuladores antropomórficos (Fig. 9 e 10) nos quais são inseridos dosímetros termoluminescentes, TLD (Fig.10 e 11), que quando expostos à radiação absorvem sua energia, sendo esta posteriormente evidenciada através de leitura apropriada.

Os valores de dose no órgão podem ainda ser calculados, através de coeficientes de conversão tabelados, resultantes em sua maioria de modelos computacionais que utilizam simuladores matemáticos que são considerados representativos de um corpo humano mediano e simulação da interação de campos de irradiação com o corpo humano (método de Monte Carlo). Esses coeficientes não são constantes e variam com parâmetros como a tensão aplicada, filtração do feixe, geometria do aparelho, posição do órgão, dentre outros. O parâmetro de entrada, necessário para o cálculo de dose no órgão, é geralmente o $CTDI_{ar}$.

De acordo com NAGEL (2002), a dose no órgão por exame é obtida pelo somatório das contribuições de dose de todos os cortes, dentro de uma área, conforme mostrado na equação 11.

$$D_{org} = \frac{1}{P} \cdot CTDI_{ar} \cdot \sum_{z_-}^{z_+} f(\text{órgão}, z) \quad (11)$$

Onde: $f(\text{órgão}, z)$ é o coeficiente de conversão órgão específico, para uma localização específica no eixo de rotação, z_- e z_+ os limites superior e inferior de extensão do estudo, P é o valor do Fator de Passo.

A avaliação da dose no órgão é um procedimento bastante importante, porque, multiplicando-se a dose no órgão para um órgão em particular pelo seu fator de risco correspondente, pode-se estimar a probabilidade de indução de câncer pela radiação (NAGEL 2002).



Figura 9 - Simulador antropomórfico para medida de dose absorvida



Figura 10 - Simulador antropomórfico seccionado com dosímetros termoluminescente



Figura 11 – Dosímetros termoluminescentes para medidas de dose

3.4.2 Dose Efetiva (E)

De acordo com a ICRP 60, a dose efetiva é definida como a média ponderada dos valores de Dose Equivalente para um número especificado de órgãos no corpo, de forma que:

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (12)$$

Onde H_T é a Dose Equivalente em órgãos e w_T é o fator de ponderação para tecidos T.

O valor de contribuição de cada órgão para a dose efetiva é dependente da sua radiosensibilidade individual e é representado pelo fator de ponderação tecidual w_T atribuído ao órgão. A soma de todos estes fatores de ponderação w_T é igual a um. Esses valores são mostrados na tabela 1.

Tabela 1 - Fatores de ponderação tecidual (ICRP, 1991)

Fatores de Ponderação Tecidual (w_T)	Órgãos
0.20	Gônadas
0.12	Pulmão, Cólon, Medula Óssea e Estômago
0.05	Mama, Bexiga Urinária, Fígado, Tireóide e Esôfago
0.05	Para os demais órgãos*
0.01	Ossos e Pele

* demais órgãos: intestino delgado, cérebro, baço, tecido muscular, supra-renais, rins, pâncreas, timo e útero.

Para o cálculo da dose efetiva, os fatores de ponderação são aplicados a todos os grupos etários e a ambos os sexos (ICRP, 1991).

A dose efetiva, assim como a dose absorvida no órgão, não pode ser medida diretamente “in vivo”. As principais alternativas para sua determinação são através de medidas da dose absorvida no órgão com a utilização de simuladores antropomórficos e TLD ou através de métodos matemáticos, onde o conhecimento da dose livre no ar e da região estudada é necessário.

Em relação ao DLP, é importante lembrar que é obrigatória a distinção entre valores de dose efetiva por série realizada e por todo o procedimento orientado pelo protocolo de estudo. A dose efetiva por exame, é obtida pelo somatório de dose de cada série que o compõe

(NAGEL, 2002).

A dose efetiva para determinado protocolo de exame tomográfico pode ser estimada pela medida do $CTDI_{ar}$, utilizando-se dados de dose em órgão normalizado, específicos para cada aparelho de tomografia, determinados através de um simulador matemático antropomórfico com aplicação de técnicas de Monte Carlo.

Alguns autores questionam a validade desta grandeza para a utilização em radiodiagnóstico, uma vez que a mesma foi inicialmente introduzida para limitação do risco e nem o risco e nem a limitação de dose são prioridades. A dose efetiva pode ser utilizada para comparação do desempenho de um aparelho em relação a valores de referência de dose e para permitir a comparação do procedimento tomográfico em relação a outros tipos de exames radiológicos como exemplificado na tabela 2 (EUR, 1999).

Tabela 2 - Doses efetivas em exames de TC e radiográficos (ICRP 1987)

Exames de TC	Dose efetiva (mSv)	Exame radiográfico	Dose efetiva (mSv)
Crânio	2	Crânio	0,07
Tórax	8	Tórax (PA)	0,02
Abdome	10-20	Abdome	1,0
Pelve	10-20	Pelve	0,7
		Esofagografia	1,5
		Enema Baritado	7,0

Segundo NAGEL e colaboradores (2002), a dose efetiva pode ainda ser obtida, utilizando-se a seguinte relação:

$$E = {}_nCTDI_{ar} \cdot Q \cdot F \quad (13)$$

Onde ${}_nCTDI_{ar}$ é a dose livre no ar por mAs, Q é o produto da corrente pelo tempo e F é um fator de conversão que quando considerada a exposição de todos os órgãos foi estimado ser 0,15 mSv por mGy. Este fator é obtido pela soma de todas as contribuições de $f(z)$ entre o limite inferior (z-) e o limite superior (z+) da área de varredura tomográfica, aplicando-se uma correção para o Fator de Passo utilizado.

O fator de correção dose efetiva, $f(z)$, é obtido pela soma dos “coeficientes de conversão de risco ponderados” para todos os órgãos específicos, mostrados nas tabelas de Zankl e colaboradores, citado por NAGEL (2002).

Desta forma tem-se que:

$$F = \frac{1}{P} \cdot \sum_{z^-}^{z^+} f(z) \quad (14)$$

3.5 PROGRAMAS COMPUTACIONAIS PARA CÁLCULO DE DOSE

A análise das exposições às radiações ionizantes em várias situações clínicas, pode, de maneira mais prática em relação à utilização de simuladores antropomórficos físicos, ser realizada através de uma representação matemática do paciente e de cálculos teóricos de dose absorvida.

Estes cálculos teóricos são principalmente realizados utilizando-se técnicas de Monte Carlo que simulam a passagem de fótons de raios X através de um simulador. A qualidade do feixe pode ser selecionada e, portanto, a dose absorvida pode ser calculada para vários campos de radiação. Nesta técnica, os processos físicos são reformulados em termos de probabilidades das variáveis envolvidas (ICRU, 2005).

Na dosimetria de pacientes para imagens médicas, os cálculos de Monte Carlo simulam a deposição de energia dos raios X em modelos computacionais do corpo humano. Para as aplicações em radiodiagnóstico as interações simuladas são o efeito fotoelétrico, o espalhamento coerente e incoerente, já que as energias iniciais são menores que 150 keV. Assume-se para as energias decorrentes de elétrons secundários, que as mesmas são absorvidas no ponto de interação. A radiação de frenamento produzida no tecido humano por elétrons secundários é desprezível (ICRU, 2005).

A dose no órgão é obtida pela soma de toda a energia depositada neste, dividido por sua massa total, resultando na dose média absorvida em todo o órgão sem considerar a fração irradiada do mesmo.

Dois tipos de modelos computacionais foram desenvolvidos: os simuladores matemáticos e de voxel descritos na norma ICRU 48 (1992).

3.5.1 Simuladores Matemáticos

O simulador matemático tridimensional representando um paciente adulto foi originalmente desenvolvido no Laboratório Nacional *Oak Ridge*, nos Estados Unidos, para uso em dosimetria interna baseado no Homem Referência (ICRU, 2005). Os modelos de simuladores foram desenvolvidos por Cristy e Jones.

Kramer e colaboradores (1982) desenvolveram simuladores masculino e feminino,

ADAM e EVA respectivamente, que possuem órgãos específicos. Além disto, uma região cervical mais próxima do real foi também obtida nestes modelos, melhorando as estimativas de doses na tireóide.

Os simuladores matemáticos na atualidade consistem de cilindros elípticos representando o tronco e os braços, dois cones representando as pernas e outra elipse representando a cabeça. Os órgãos são também gerados através de formas elípticas ou elipsóides. Tais formulações fornecem eficiência computacional na realização dos cálculos de Monte Carlo, mas a pouca precisão entre os limites dos órgãos limitam a acurácia anatômica, levando o aumento da incerteza nos cálculos de dose para pequenos órgãos próximos às bordas do feixe. Entretanto a dose média para grandes órgãos é estimada mais precisamente pela técnica de Monte Carlo onde a energia total depositada no órgão é calculada ao invés da estimativa de dose média em limitado número de pontos no órgão, como obtido em simuladores físicos a exemplo do mostrado nas figuras 9 e 10 (ICRU, 2005).

3.5.2 Simuladores de Voxel

Os simuladores de voxel são modelos mais reais, baseados em estudos de tomografia computadorizada e ressonância magnética de pacientes reais. Cada órgão ou tecido nestes modelos consiste de elementos volumétricos derivados de dados destes exames e os limites entre órgãos são mais bem modelados em relação às formas geométricas dos simuladores matemáticos (ICRU, 2005).

3.6 ESTIMATIVA DE RISCO

Em proteção radiológica, com propósitos variados é necessário estimar as conseqüências da exposição à radiação. A ICRP observou dados de exposições humanas para propor conclusões gerais, mas na maioria das situações as doses e taxas de doses, e conseqüentemente a probabilidade das conseqüências em exposição médica são muito menores que aquelas para as quais a informação epidemiológica é obtida. A epidemiologia tem sido complementada pelas pesquisas biológicas dos mecanismos dos efeitos da radiação, de forma que os resultados epidemiológicos possam ser estendidos para doses e taxas de doses menores. A duração do tempo de rastreamento em estudos epidemiológicos é bastante

longa para estudar uma população exposta, então modelos de projeção são necessários para estimar o risco do tempo de vida de dados incompletos. Finalmente as populações expostas estudadas nunca são as mesmas populações para as quais o risco estimado é utilizado, portanto, os resultados são transferidos de população para população (ICRP, 1996).

Por estas razões a ICRP denomina este risco estimado como *risco nominal*. Esta estimativa é expressa como um coeficiente que associa uma Dose Efetiva à probabilidade atribuível ao “tempo de vida” de um câncer fatal ou de sérios efeitos hereditários na prole de indivíduos expostos. Os valores são generalizados para populações de ambos os sexos com uma idade típica e taxas típicas de mortalidade e câncer. Esta população é definida pela ICRP60 e baseada na população média de cinco países (ICRP, 1996).

A ICRP usa o conceito de detrimento para significar o detrimento à saúde devido aos efeitos estocásticos. Isto é obtido ponderando-se o coeficiente de probabilidade de fatalidade para cada órgão e tecido pelo fator que considera a expectativa de vida perdida por diferentes cânceres fatais e não fatais que irão ocorrer. Consideram-se ainda as desordens hereditárias. Os fatores de ponderação tecidual são derivados desse detrimento. Os coeficientes de detrimento fornecidos para Dose Equivalente em órgãos e tecidos e para Dose Efetiva são mostrados na tabela 3. Esses valores se relacionam a toda população.

A radiação é um dos agentes carcinogênicos mais pesquisados, mas os efeitos das baixas doses são ainda pouco claros. As evidências de estudos experimentais e dados epidemiológicos não sugerem um limite de dose abaixo do qual a radiação possa não produzir efeitos estocásticos (UPTON, 2003). Os níveis de Dose Efetiva, concernentes ao radiodiagnóstico pertencem ao campo das baixas doses.

Apesar da grande variação de doses em órgãos na radiologia e as diferenças etárias, a Dose Efetiva Coletiva e o coeficiente de detrimento nominal são indicadores razoavelmente bons do detrimento na população exposta à radiologia diagnóstica e à medicina nuclear (UNSCEAR, 1993). Como todas as estimativas derivadas da epidemiologia, os coeficientes não se aplicam aos indivíduos a menos que possa ser presumido que o indivíduo é típico da população nominal. Entretanto eles podem ser usados para fornecer uma base semi-quantitativa para o julgamento das conseqüências prováveis da exposição à radiação de pacientes individualmente. Os coeficientes de detrimento de trabalhadores e do público em geral diferem ligeiramente e são mostrados na tabela 4.

Tabela 3 - Coeficientes de detrimento e fatalidade nominal para H_T no órgão e E (ICRP, 1996).

Órgão ou tecido	Coeficiente de fatalidade nominal	Coeficiente de detrimento nominal
	(% por Sv)	(% por Sv)
Bexiga	0,30	0,29
Medula Óssea	0,50	1,04
Superfície óssea	0,05	0,07
Mama (feminina)	0,40	0,73
Cólon	0,85	1,03
Fígado	0,15	0,16
Pulmão	0,85	0,80
Esôfago	0,30	0,24
Ovários	0,20	0,29
Pele	0,02	0,04
Estômago	1,10	1,00
Tireóide	0,08	0,15
Demais órgãos	0,50	0,59
Subtotal	5,00	5,92
Gônadas	Probabilidade de desordens hereditárias severas	Detrimento hereditário
	1,00	1,33
Total	5,00	7,3

Tabela 4 - Coeficiente nominal de probabilidade para efeitos estocásticos (ICRP, 1996).

População exposta	Detrimento (% por Sv)			Total
	Câncer fatal	Câncer não fatal	Efeitos hereditários severos	
Trabalhadores adultos	4,0	0,8	0,8	5,6
Toda população	5,0	1,0	1,3	7,3

A estimativa quantitativa do risco biológico para determinado órgão é possível através do conhecimento da dose média no referido órgão, utilizando-se dados publicados por organizações como a *International Commission for Radiological Protection* (ICRP, 77), o *Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations* (BEIR, 80) e a *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR, 82).

Outra maneira para se obter a dose média no órgão é através da combinação de dados anatômicos de um simulador físico antropomórfico com a distribuição de dose

experimentalmente determinada neste. Para um órgão exposto à radiação ionizante durante um exame radiológico, o risco determinado, R_T calculado neste simulador é dado por: (HUDA, SANDISON, 1984).

$$R_T = R \sum f_i(\text{órgão}) \times D_i \quad (15)$$

Onde: R é o risco por unidade de dose para o órgão

f_i é a fração da massa total do órgão específico na fatia i do Rando

D_i é a dose de radiação média para a parte do órgão na fatia i

Esta formulação implica em algumas suposições fundamentais:

1-O risco por unidade de dose é constante.

2-O órgão é homogêneo.

3-A dose média no órgão pode ser obtida considerando-se uma média ponderada da distribuição de dose.

Estas suposições são válidas para radiações de baixa transferência linear de energia, normalmente encontradas na radiologia diagnóstica e onde os principais riscos ao paciente são os processos estocásticos relacionados à carcinogênese e ao dano genético (HUDA, SANDISON, 1984).

Os órgãos para os quais é necessário se estimar uma dose média têm os valores de massa considerados do homem referência e são mostrados na tabela 5.

Tabela 5 - Órgãos para os quais é necessário estimar a dose média (ICRP, 1991).

Órgãos	Homem Referência Adulto	
	Masculino (g)	Feminino (g)
Ovários	–	11
Testículos	35	–
Tireóide	20	17
Mama	26	360
Pulmão *	1000	800
Pele **	100	90
Ossos	5000	–
Medula óssea	1500	–

*incluídos o sangue venoso e arterial

**Epiderme

Em tomografia computadorizada a distribuição de doses em pacientes é geralmente não uniforme e a maneira pela qual tal distribuição não uniforme de dose pode ser caracterizada é com base na estimativa do risco quantitativo. A estimativa do risco quantitativo para pacientes submetidos a procedimentos de radiodiagnóstico é importante para a realização de estudos comparativos e análise de risco / benefício.

3.7 NÍVEIS DE REFÊRENCIA DIAGNÓSTICA

Um dos objetivos de se realizar dosimetria em radiodiagnóstico é fornecer meios para que possam ser estabelecidos e comparados padrões de boa prática. A exposição radiográfica (mAs) não é bem correlacionada de forma absoluta com a dose no paciente ou a qualidade de imagem, portanto, não é útil se comparar estes valores de exposição para diferentes tipos de equipamentos tomográficos pois esta grandeza não considera diferenças no projeto do equipamento como a composição e forma dos filtros e geometria do feixe. Grandezas dosimétricas específicas representam uma forma mais adequada para avaliação de protocolos de exames (EUROPEAN COMMISSION, 2005).

Atualmente, as grandezas que fornecem uma indicação da dose média na região de varredura e a exposição de um exame tomográfico completo são o $CTDI_{vol}$ e o DLP. Os equipamentos multidetores fornecem ao operador uma indicação do $CTDI_{vol}$ ou DLP para cada seqüência ou série de um estudo tomográfico como por exemplo para fases diferentes de

um estudo contrastado.

O $CTDI_{vol}$ depende principalmente de parâmetros técnicos de aquisição como a corrente e a tensão do tubo, o tempo de rotação e a filtração do feixe e é um excelente parâmetro de comparação entre diferentes protocolos e diversos equipamentos multidetetores ao invés do anteriormente utilizado $CTDI_w$ (EUROPEAN COMMISSION, 2005).

Para se expressar a exposição de um indivíduo, relacionada a um estudo completo realizado com equipamento multidetector deve-se levar em conta a extensão da exposição e as exposições durante toda a seqüência do exame. A grandeza que preenche todas estas condições é o DLP (equação 6).

As duas grandezas em tomografia computadorizada são, portanto, propostas para promover o uso de uma boa técnica: o CTDI ($CTDI_w$ ou $CTDI_{vol}$) e o DLP. Estas grandezas podem ser usadas para todos os tipos de exame realizados tanto em equipamentos seqüenciais como naqueles que operam em modo helicoidal. Monitorar o CTDI como parâmetro apropriado para um determinado tipo de exame permite o controle na seleção de parâmetros de exposição e monitorar o DLP, neste mesmo caso, permite o controle no volume de irradiação e de toda a extensão da exposição para determinado exame.

Através de vários levantamentos dosimétricos realizados em diferentes instituições no mundo, foram observados padrões variados de dose para um mesmo tipo de exame tomográfico. Estas variações têm chamado a atenção para a possibilidade de se utilizar estes valores como um guia para padrões de boa prática, utilizando-se técnica radiográfica adequada e equipamento apropriado. Como um auxílio à otimização da dose de radiação ao paciente, valores de referência podem ser especificados. Estes valores têm sido denominados: Valores de referência de dose (EUR, 1996a), Níveis de referência diagnóstica (ICRP, 1996) ou Guia de níveis (IAEA, 1996a).

A ICRP 73 introduziu o conceito de Níveis de referência diagnóstica, NRD, para pacientes e recomenda que estes valores sejam selecionados pela equipe médica e revistos periodicamente. Na Europa, os NRD, foram introduzidos na legislação e o DLP (P_{KL}) proposto como grandeza para seu estabelecimento e uso em tomografia computadorizada. Como proposta do guia Europeu (EUR, 2000) de critérios de qualidade para TC, os valores de NRD para o estudo tomográfico do tórax de rotina são:

- $CTDI_w$ – 30 mGy
- DLP – 650 mGy.cm

Segundo NAGEL e colaboradores (NAGEL, 2002), estes valores devem ser

questionados, uma vez que, a maioria dos valores estabelecidos neste documento é baseada em inspeções Britânicas realizadas há mais de uma década (SHRIMPSON, 1991), o que não reflete o estado da arte da tecnologia e prática tomográfica atuais.

O Colégio Americano de Radiologia estabelece seus Níveis de Referência Diagnóstica, baseados no $CTDI_w$ e estipula apenas valores para exames de Cabeça (60mGy), Abdômen adulto (35 mGy) e Abdômen pediátrico (25 mGy).

No Brasil, a Portaria 453 do Ministério da Saúde/ Secretaria de Vigilância Sanitária de primeiro de junho de 1998 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998), aprovou o regulamento técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica. Neste documento são fornecidos Níveis de Referência Diagnóstica em Tomografia Computadorizada, baseados em grandeza diferente da sugerida atualmente pelos padrões internacionais. A grandeza sugerida neste caso, seguindo as recomendações do *Basic Safety Standard* (BSS) da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) é a Dose Média em Múltiplos Cortes (MSAD) cuja unidade é o mGy (CARLOS, M.T., 2002). Os valores indicados neste documento são para exames da Cabeça (50 mGy), Coluna Lombar (35 mGy) e Abdômen (25 mGy), não havendo portanto uma sugestão específica para exames do tórax, amplamente realizados no País.

As principais desvantagens de se utilizar esta grandeza seriam que primariamente aquela seja uma função do espaçamento utilizado na aquisição dos cortes e independe de sua espessura, além de não ser comumente informada pelos fabricantes (McNITT-GRAY, CAGNON, SOLBERG, et al., 1999).

Observamos ainda que o avanço tecnológico exige grandezas apropriadas que possam expressar de forma mais adequada à contribuição de dose propiciada por estes equipamentos e que de forma mais atualizada é sugerida pela Comunidade Européia, conforme descrito acima. Podemos associar a este, o fato de que a utilização de grandezas diferentes dos padrões internacionais torna difícil a comparação dos critérios de boa prática sugeridos pelos organismos regulamentadores.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. MATERIAIS

4.1.1 Tomógrafo Computadorizado

O estudo foi realizado no departamento de Tomografia Computadorizada do Hospital Júlia Kubitscheck (fig.12 e 13), pertencente à Fundação Hospitalar do Estado de Minas Gerais em Belo Horizonte, em aparelho de tomografia computadorizada de terceira geração com quatro cortes de detetores, modelo Asteion, fabricado pela Toshiba cujas especificações são mostradas na tabela 6.

Tabela 6 - Especificações técnicas do equipamento

Fabricante	Toshiba
Modelo	Asteion Multi
Geração	Terceira
Distância foco-Eixo em mm	600
Tipo de detetor /Arranjo	Estado sólido / Simétrico
Potencial do tubo (kV)	120

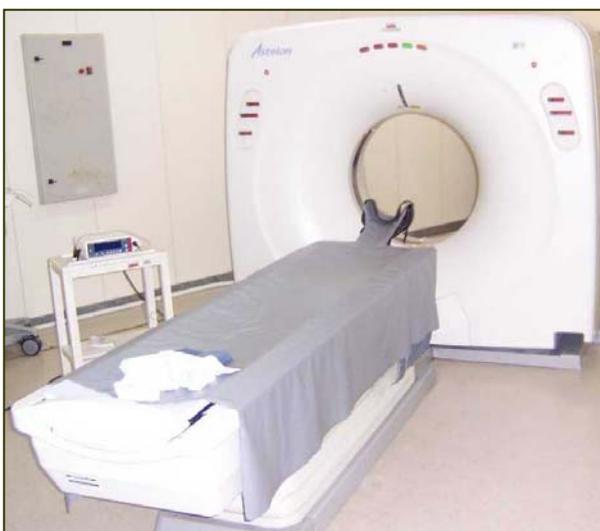


Figura 12 - Sala de exames

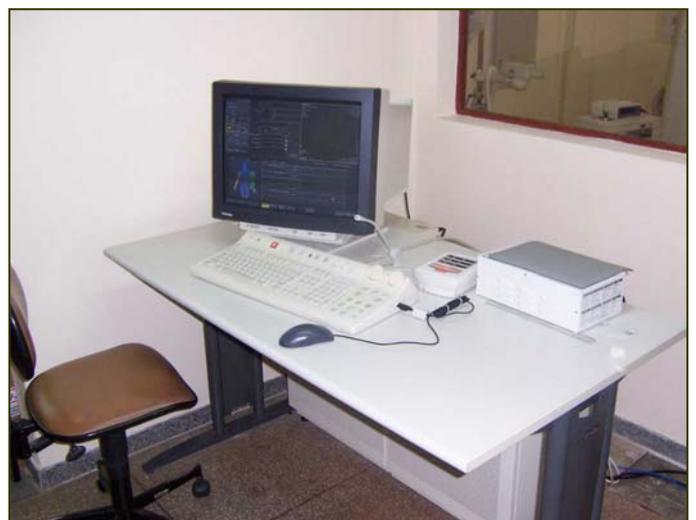


Figura 13 - Sala de comando

4.1.2 Simulador Dosimétrico e Medidor de Dose

As medidas dos indicadores de dose foram obtidas utilizando-se:

1. Objeto simulador de PMMA (polimetilmetacrilato) para tronco, 32 cm de diâmetro. A medida do $CTDI_w$ é geralmente realizada em simuladores cilíndricos de PMMA com diâmetros de 16 e 32 mm, representativos da cabeça e tronco respectivamente. Esses simuladores possuem cinco orifícios, paralelos, em profundidade, ao eixo longitudinal do simulador, para a inserção do dosímetros apropriado. Preenchimento apropriado de PMMA deve ser realizado, nos orifícios não utilizados durante as medições (NAGEL H. D., 2002). Esses orifícios são dispostos um ao centro e os outros quatro, na periferia a 1 cm da superfície do material em um ângulo de 90° em relação aos vizinhos, nestas localizações são posicionados o detector para a realização da dosimetria (Fig. 14).

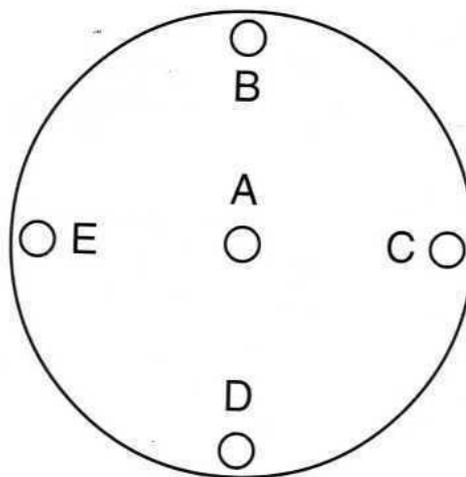


Figura 14 - Localizações de A a E no simulador dosimétrico, modificado de (NAGEL, 2002).

2. Câmara de ionização tipo lápis, específica para TC, da *Radcal Corporation*, modelo: 10x5 - 3CT, N° de Série – 8171. Dependência energética de 5%, no intervalo de camada semi-redutora (CSR) variando de 3mmAl a 20mmAl.
3. Eletrômetro, *Radcal Corporation*, modelo-9015.

O conjunto câmara e eletrômetro foi calibrado no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), (MAIA, CALDAS, 2006) em São Paulo, Brasil e possui o certificado de calibração número 1369/2005. A calibração foi realizada utilizando-se a qualidade IEC, RQA 9, tendo sido irradiada uma extensão longitudinal de 20mm a nível do seu isocentro. O fator de calibração fornecido por este procedimento foi de 11,1 com uma incerteza expandida de 3,0%, considerando-se um fator de abrangência k igual a 2.

4.1.3 Planilha para Cálculo de Dose em Órgãos

O programa para cálculo de dose utilizado neste trabalho foi o *Impact CT Patient Dosimetry Calculator*. Esta ferramenta permite o cálculo de dose em órgãos de pacientes e dose efetiva de exames de tomografia computadorizada (Fig.15), utilizando um conjunto de dados de doses obtidos através de cálculos de Monte Carlo pelo NRPB no relatório SR250. Este relatório fornece fatores de conversão normalizados para o cálculo de dose em órgãos, obtidos pela irradiação de simuladores matemáticos por vários equipamentos de tomografia computadorizada.

Tendo sido produzido em 1993, este relatório não inclui dados para equipamentos mais modernos. Para solucionar este problema, físicos europeus elaboraram um método para combinar a distribuição de dose dos mais novos equipamentos de tomografia com aquelas dos equipamentos incluídos no SR250. (IMPACT CT PATIENT DOSIMETRY CALCULATOR, 2006).

O programa permite, dentre outras, a seleção da área irradiada através de sua demarcação em simuladores matemáticos que simulam o corpo humano (Fig.16), podendo ainda ser selecionado por gênero masculino ou feminino.

Os resultados produzidos por este programa foram comparados com outro programa para cálculo de dose em tomografia computadorizada largamente utilizado, o CT DOSE que é o programa padrão para cálculo de dose do NRPB. Os dois métodos produziram resultados semelhantes com exceção de pequenas diferenças entre as doses calculadas para músculo e para o conjunto denominado “demais órgãos” da ordem de 1 a 2%.

**CÁLCULO DE DOSE PARA PACIENTES EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
IMPACT (VERSÃO 0.99r, 20/01/2006)**

Modelo do Equipamento		
Fabricante	Toshiba	
Modelo	Asteion Multi	
Tensão	120 kV	
Região	Corpo	
Área de Varredura		
Posição Inicial	40,5 cm	Obtido do diagrama do Simulador
Posição Final	71,5 cm	
Sexo do paciente	Feminino	

Parâmetros de aquisição		
Corrente	200	mA
Tempo de Rotação	0,75	s
Corrente por rotação	150	mAs
Colimação	12	mm
Espessura do Corte	7	mm
Fator de Passo	1,375	
CTDI _{ar}	52,0	mGy/100mAs
nCTDI _w	12,7	mGy/100mAs

Órgãos	w _T	H _T	w _T · H _T
Gônadas	0,2	0,044	0,0088
Medula óssea	0,12	6,6	0,79
Cólon	0,12	0,039	0,0047
Pulmões	0,12	24	2,8
Estômago	0,12	3,8	0,46
Bexiga	0,05	0,012	0,00059
Mama	0,05	24	1,2
Fígado	0,05	6,4	0,32
Esôfago	0,05	25	1,3
Tireóide	0,05	14	0,68
Pele	0,01	7,1	0,071
Superfície Óssea	0,01	15	0,15
Timo	0,025	25	0,63
Demais (2)	0,025	5,0	0,13
Dose Efetiva Total (mSv)			8,6

Demais órgãos	H _T
Adrenais	7,8
Cérebro	0,23
Grosso Intestino	0,25
Intestino Delgado	0,18
Rins	1,2
Pâncreas	4,2
Baço	4,6
Timo	25
Útero	0,041
Músculo	5,5

CTDI _w (mGy)	19,0
CTDI _{vol} (mGy)	13,8
DLP (mGy · cm)	429

Figura 15- Planilha para cálculo de dose em Tomografia Computadorizada do IMPACT, tradução para o Português (IMPACT, 2006)

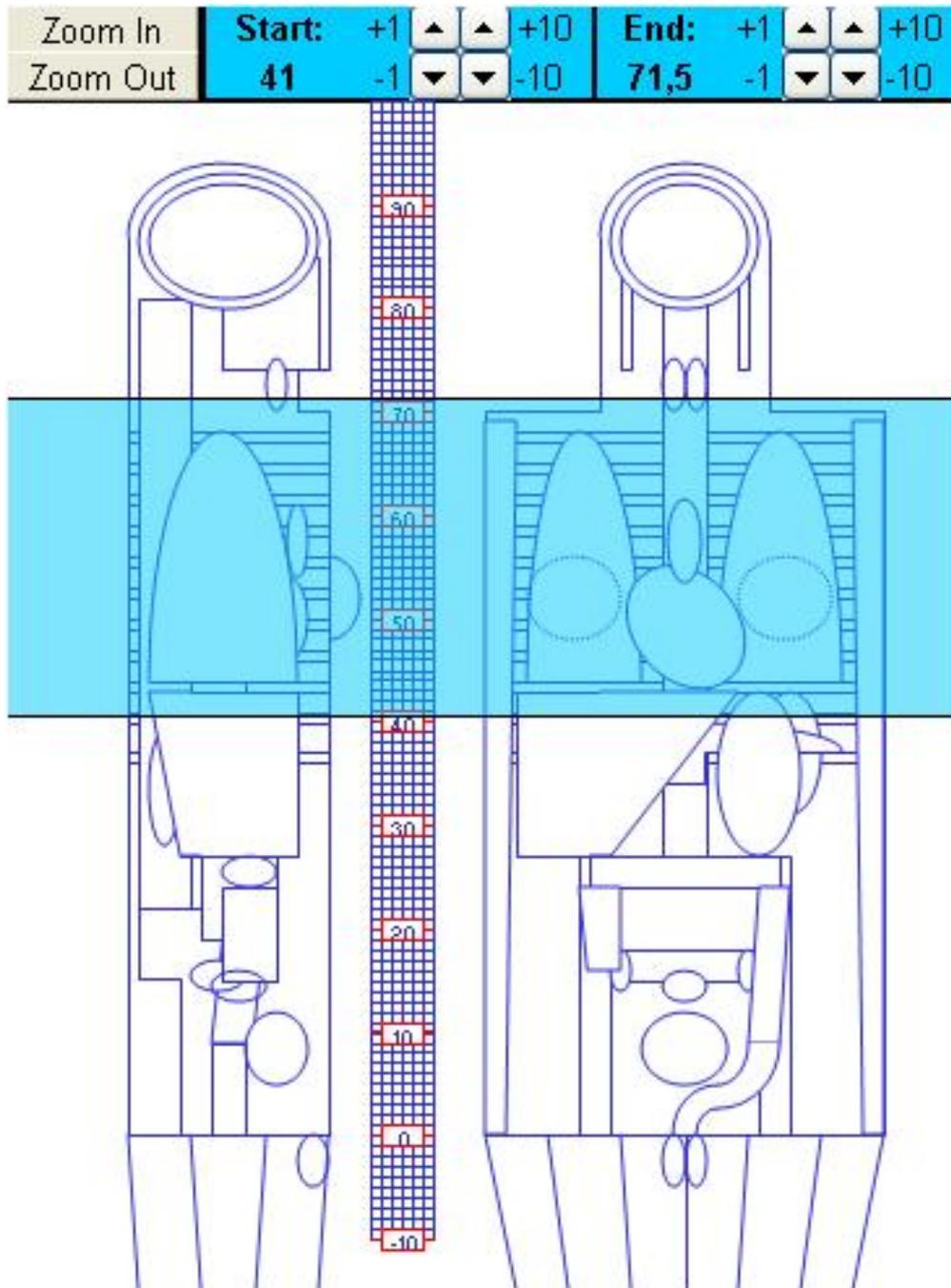


Figura 16 - Varredura tomográfica do Tórax em simuladores matemáticos (IMPACT, 2006)

4.2 METODOLOGIA

4.2.1 Determinação dos indicadores de dose

Foram consideradas, para determinação das doses de radiação, as seguintes grandezas tomográficas: $CTDI_{100, ar}$ (Índice de Dose para Tomografia Computadorizada no ar) e $CTDI_w$ (Índice de Dose ponderada para Tomografia Computadorizada).

Determinou-se, inicialmente, o $CTDI_{100, ar}$ ($CTDI$ livre no ar). Para este procedimento, a câmara de ionização foi posicionada paralela ao eixo de rotação do tomógrafo, livre no ar, conforme mostrado na figura 17. Este índice foi determinado, através do valor médio de cinco exposições de uma única revolução cada, sequenciais, tendo com ponto de referência o isocentro da câmara lápis.

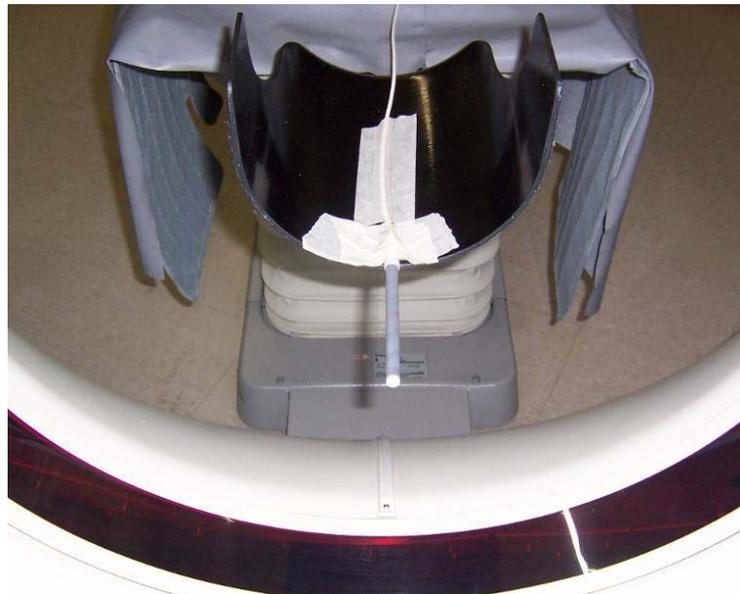


Figura 17 - Medida do $CTDI$ livre no ar

Em seguida, determinou-se o valor do $CTDI_w$ que foi obtido através das medidas de $CTDI_{100}$ no centro ($CTDI_{100,c}$) e nos quatro pontos da periferia ($CTDI_{100,p}$) do simulador dosimétrico de acrílico de 32mm (Fig. 14). Tendo como ponto de referência o centro do simulador, as regiões que não estavam sendo analisadas no momento eram preenchidas por um cilindro, do mesmo material que apresentavam região central bem demarcada (Fig.18).



Figura 18 --Cilindros para preenchimento do simulador

O simulador foi cuidadosamente posicionado na mesa de exame, com o auxílio dos marcadores luminosos do tomógrafo (Fig.19) e o posicionamento foi confirmado por uma varredura de teste que evidenciou as linhas de marcação dos cilindros de acrílico que determinam o centro do simulador, ponto de referência para o estudo, conforme demonstrado na figura 20 (CONWAY, McCROHAN, ANTONSEN et al, 1992). A dosimetria do feixe foi realizada, utilizando-se uma técnica de 120 kV, 100mA, tempo de exposição de 0,75 segundos e espessura nominal de 20 mm (Tab. 8). A espessura nominal de 20 mm foi utilizada para se comparar os valores fornecidos pelo fabricante que utiliza, neste equipamento, esta espessura de corte para determinação dos indicadores de dose (NAGEL, 2002).

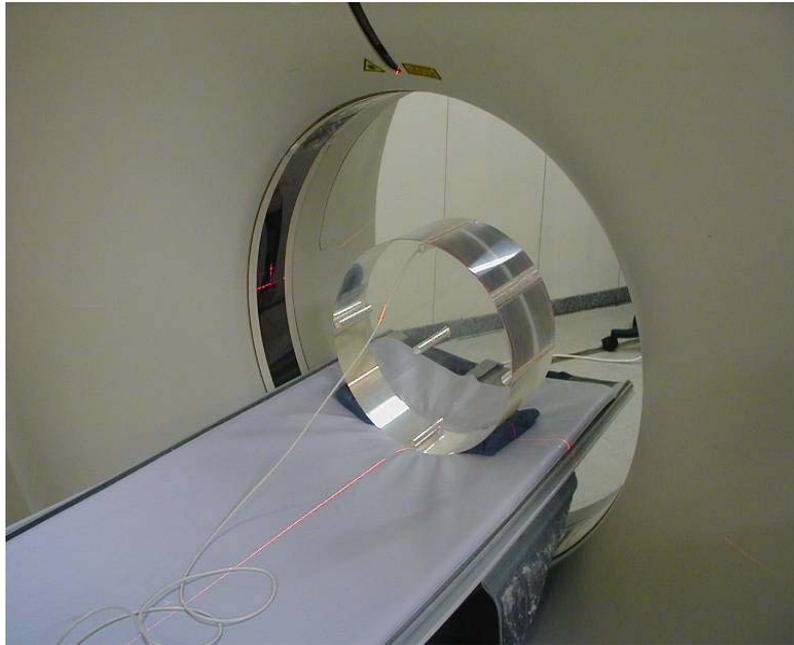


Figura 19 - Medida do $CTDI_w$ em simulador de corpo

O $CTDI_{100}$ livre no ar e o $CTDI_w$, foram obtidos através das leituras R , devidamente corrigidas para temperatura e pressão usando-se respectivamente as seguintes expressões,

$$CTDI_{100,ar} = R \times f \times \frac{L}{nT} \times f_{t,p} \quad (16)$$

Onde: R – Valor médio das leituras obtidas

f – Fator de calibração da câmara lápis

L – Comprimento ativo da câmara

n – Número de cortes

T – Espessura nominal do corte

$f_{t,p}$ – Fator de correção para temperatura e pressão

e,

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,P} \quad (17)$$

onde:

$CTDI_{100,c}$ - $CTDI_{100}$ no centro do simulador.

$CTDI_{100,p}$ - $CTDI_{100}$ na periferia do simulador.

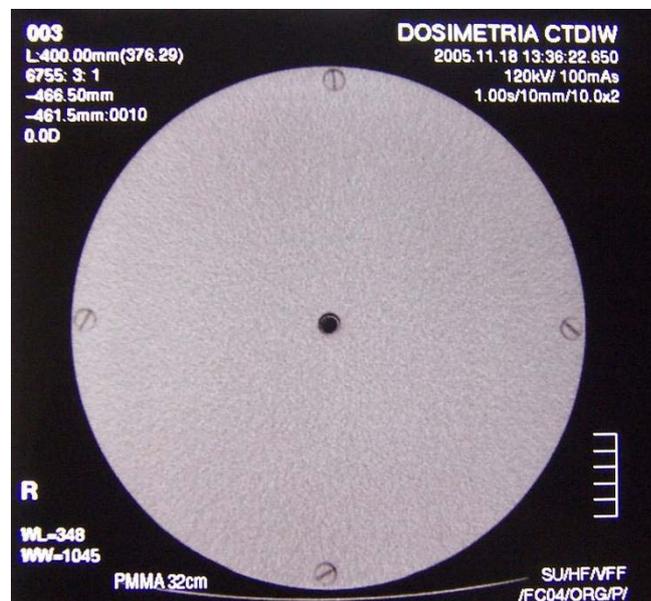


Figura 20 - Determinação do centro do simulador de PMMA

Estes indicadores foram também determinados através da análise computacional de parâmetros inseridos, mostrados na tabela 7, consideradas as mesmas condições do estudo experimental, realizado pelo programa do grupo IMPACT onde obtivemos também a estimativa dos valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_w$ que desta forma puderam ser comparados. As informações básicas para os valores de $CTDI_{100}$ foram obtidas por um levantamento de doses em diferentes tomógrafos de um mesmo fabricante.

Tabela 7 – Parâmetros técnicos para cálculo dos indicadores de dose pelo IMPACT

Parâmetros	Valores
Espessura	20 mm
Tensão	120 kV
Corrente	100 mA
Tempo de Exposição	0,75 seg.
Região examinada	Corpo

4.2.2 Aquisição do Estudo Tomográfico do Tórax

O estudo tomográfico computadorizado do tórax compreende uma área de varredura que se estende no sentido crânio caudal a partir da região cervical inferior até o abdome superior (EUROPEAN COMMISSION 2005). Para este estudo, o paciente é posicionado em decúbito dorsal com os braços elevados e realiza apnéia em inspiração profunda. A área alvo do estudo estende-se dos ápices pulmonares aos seios costo-frênicos posteriores.

A aquisição neste trabalho foi realizada utilizando-se uma espessura de corte de 3 mm, fator de passo de 5,5, tensão de 120 kV, uma corrente de 200 mA com o tempo de exposição de 0,75 segundos e compreende varredura única. Para a apresentação da imagem, os dados obtidos durante a aquisição são reconstruídos com 7 mm de espessura, com algoritmo de partes moles para o estudo do mediastino e com algoritmo de alta resolução para o estudo do parênquima pulmonar.

Os valores de dose referentes à técnica selecionada são ainda expressos, no equipamento onde foi realizado o trabalho, em DLP.

Este tipo de varredura é realizado como uma fase inicial do estudo tomográfico do tórax ou como fase única nos casos onde não é possível prosseguir o estudo.

As principais indicações do método compreendem as situações onde a radiografia simples não foi suficiente para o esclarecimento diagnóstico (NAIDICH, MÜLLER, WEBB, 1999).

Podemos citar como principais indicações os exemplos abaixo:

- 1- Anormalidades do contorno mediastinal ou hilar que sugere a possibilidade de patologia vascular ou de processo expansivo.
- 2- Nódulos, massa ou infiltrado parênquimatosos, onde são necessárias uma melhor análise densitométrica e caracterização morfológica.
- 3- Casos complexos de patologia pleural e parênquimatosa combinados, onde apenas

pela radiografia simples torna-se difícil diferenciar estes componentes.

4- Patologias da parede torácica, onde a tomografia permite melhor análise da localização e extensão das lesões.

5- Patologias envolvendo regiões de transição cérvico-torácica e tóraco-abdominal.

A tomografia pode ainda ser utilizada para situações onde a radiografia simples é inalterada, mas as condições clínicas levam a uma alta suspeita de patologia intratorácica, como o rastreamento de metástases em pacientes com doenças malignas extratorácica, principalmente naquelas com alta propensão de disseminar para os pulmões e em pacientes com foco infeccioso desconhecido, especialmente na população imunocomprometida.

4.2.3 Determinação dos Valores de Dose Absorvida em Órgãos

Os valores de dose absorvida em órgãos foram obtidos através da inserção de parâmetros na planilha do programa *Impact CT Patient Dosimetry Calculator* (Fig.15). Os parâmetros de entrada solicitados foram:

- Equipamento – fabricante, modelo, tensão, corrente.
- Região a ser examinada – selecionada no diagrama antropomórfico disponibilizado no programa, uma extensão de 310 mm (Fig.16).
- Gênero do paciente examinado –(feminino)
- Parâmetros da aquisição – Corrente em miliampère (mA)
- Tempo de rotação em segundos
- Colimação (do feixe de radiação) em milímetros (mm)
- Fator de passo X (do tubo de raios X).

Estes parâmetros inseridos na planilha do programa (Fig.15) são especificados na tabela 8 e são considerados de rotina no estudo tomográfico do tórax. Os mesmos valores foram selecionados no equipamento de tomografia computadorizada.

O principal parâmetro de variação foi o fator de passo que para a realização do estudo de rotina, neste equipamento, é utilizado em geral 5,5.

Deve-se ressaltar que o fator de passo possui diferentes definições para os fabricantes de tomógrafos e como dado de entrada do programa IMPACT. O primeiro considera como fator de passo a relação entre a espessura da combinação dos elementos detetores e o deslocamento

da mesa durante uma revolução, denominado passo D . Para o segundo, fator de passo refere-se à relação entre a espessura irradiada e o deslocamento da mesa durante uma revolução, sendo denominado passo X . Desta forma podemos correlacionar as duas grandezas de forma que o fator de passo X é igual ao fator de passo D dividido pelo número de cortes por varredura.

Desta forma através da conversão do valor fornecido pelo fabricante do equipamento, onde é considerado o fator de passo do detetor, para o fator de passo do programa computacional, onde é considerado o fator de passo do tubo de raios X, utilizando-se a relação acima, obtivemos o valor de **1,375**, sendo este utilizado na planilha de cálculo.

Outro parâmetro a se considerar foi a espessura de corte que no equipamento utilizado para o trabalho e no protocolo de rotina deste foi de 3 mm que é a coleta mínima de informações (espessura do detetor). Como utilizamos um equipamento multidetector de quatro cortes (portanto, quatro fileiras de detetores), a espessura final é de 12 mm. Este valor foi utilizado como parâmetro de entrada na planilha de cálculo do IMPACT (IMPACT, 2006).

A grandeza dosimétrica utilizada para o cálculo de dose pelo programa computacional foi o valor de $CTDI_{100, ar}$ obtido no estudo experimental. Entretanto, este valor foi obtido utilizando-se uma colimação de 20 mm para comparação do valor fornecido pelo fabricante. O fator de calibração da câmara foi também determinado utilizando-se esta espessura. Desta forma foi necessário se aplicar um fator de correção equivalente a 1,1 ao $CTDI_{100, ar}$ estimado com uma espessura de 20mm, para que obtivéssemos esta grandeza considerando-se uma espessura de 12mm. Este valor de $CTDI_{100, ar}$ obtido foi então inserido na planilha de cálculos.

Tabela 8 - Parâmetros utilizados para cálculos de dose na planilha do programa IMPACT

Parâmetros de Aquisição		Dados do Equipamento	
Corrente (mA)	200	Fabricante	Toshiba
Tempo de rotação (segundos)	0,75	Modelo	Asteion Multi
Colimação (mm)	12,0	Tensão (kV)	120
Fator de passo X	1,375	Região estudada	Corpo
$CTDI_{100, ar}$ (para 12 mm em mGy/100mAs)	52,0		

4.2.4 Estimativa do Risco Biológico

O Risco biológico analisado neste estudo compreende o risco denominado como *risco nominal* pela ICRP60, que é expresso através de um coeficiente que associa um valor de dose à probabilidade atribuível à indução de um câncer fatal ou de sérios efeitos hereditários na prole de indivíduos expostos, mostrados na tabela 3. Podemos observar desta forma que:

$$R_T = f_T \times H_T \quad (18)$$

Onde R_T compreende o risco nominal, f_T é o coeficiente de risco no tecido ou órgão (Tab. 3) e H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão.

5.RESULTADOS

5.1 DOSIMETRIA DO FEIXE DE RAIOS X

Os valores obtidos pelas leituras realizadas com a câmara de ionização para a estimativa do $CTDI_{100}$ livre no ar e do $CTDI_w$, que traduzem a repetibilidade da medição, são mostrados respectivamente nas tabelas 9 e 10.

O valor médio das leituras obtidas para o $CTDI_{100, ar}$ foi de 2,327mGy com um desvio padrão de 0,002 mGy.

Tabela 9 - Valores de leituras para o cálculo do $CTDI_{100, ar}$ e condições de medida no tomógrafo.

<i>Leituras (mGy)</i>	<i>Tensão (kV)</i>	<i>Corrente (mA)</i>	<i>Tempo de exposição (seg)</i>	<i>Espessura nominal do corte (mm)</i>
L1	2,330	120	0,75	20
L2	2,327	120	0,75	20
L3	2,328	120	0,75	20
L4	2,324	120	0,75	20
L5	2,326	120	0,75	20
Média	2,327			

Tabela 10 – Valores de leituras para o cálculo do $CTDI_w$ no simulador de PMMA

<i>Leituras (mGy)</i>	<i>Centro (A)</i>	<i>Norte (B)</i>	<i>Sul (D)</i>	<i>Leste (C)</i>	<i>Oeste (E)</i>
L1	1,345	2,896	2,886	2,759	3,303
L2	1,352	2,890	2,557	2,916	2,920
L3	1,361	2,897	2,508	2,837	2,916
L4	1,361	2,894	2,514	2,769	2,917
L5	1,358	2,918	2,509	2,766	2,918

Os valores referentes às médias e desvios padrão relacionados às leituras para a determinação do $CTDI_w$, são mostrados na tabela 11.

Tabela 11 - Média das leituras no simulador utilizando câmara de ionização

Leituras (mGy)	centro	norte	sul	leste	oeste
N	5	5	5	5	5
Média	1,355	2,899	2,595	2,809	2,995
Desvio Padrão da Média	0,0031	0,0049	0,0734	0,0302	0,07713
Desvio Padrão	0,0069	0,0111	0,1641	0,0674	0,17235
Mínimo	1,345	2,890	2,508	2,759	2,916
Máximo	1,361	2,918	2,886	2,916	3,303

Através das equações 16 e 17, os valores abaixo foram obtidos utilizando-se os resultados listados nas tabelas 9,10 e 11:

- $CTDI_{100, ar}$: 35,51 mGy \pm 3,3.%
- $CTDI_w$: 35,62 mGy \pm 3,5%

As incertezas relacionadas ao procedimento de dosimetria do feixe estão especificadas nas tabelas 12 e 13. A incerteza expandida foi obtida nos dois casos, considerando-se um fator de abrangência $k=2$, e especificada na tabela 14.

O procedimento para o cálculo de incerteza encontra-se especificado no anexo I (IAEA, 2000).

Tabela 12 - Incertezas da estimativa do $CTDI_{100}$

Fonte de Incerteza	Valor (%)	Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Incerteza Padrão
Calibração Câmara	3,0	B	Normal	2	1,5
Resolução Câmara	0,5	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,28
Medida no Simulador	0,086	A	Normal	1	0,086
Posicionamento Câmara	0,167	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,096
Fator Temperatura	0,1696	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,0979
Fator Pressão	1,087	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,6276

Tabela 13 - Incertezas da estimativa do $CTDI_w$

<i>Fonte de Incerteza</i>	<i>Valor (%)</i>	<i>Tipo</i>	<i>Distribuição de Probabilidade</i>	<i>Divisor</i>	<i>Incerteza Padrão</i>
Medição no simulador (centro)	0,5092	A	Normal	1	0,5092
Medição no simulador (Norte)	0,2380	A	Normal	1	0,2380
Medição no simulador (Sul)	2,8285	A	Normal	1	2,8285
Medição no simulador (Leste)	2,3994	A	Normal	1	2,3994
Medição no simulador (Oeste)	5,7549	A	Normal	1	5,7549
Calibração Câmara	3,0	B	Normal	2	1,5
Posicionamento Câmara	0,167	A	Norma	1	0,167
Fator Pressão	1,087	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,6276
Fator Temperatura	0,1705	B	Retangular	$\sqrt{3}$	0,0984

Foram ainda verificados os valores de $CTDI_{100, ar}$ e $CTDI_w$, através do banco de dados do programa computacional utilizado neste trabalho, com técnica de aquisição semelhante à do estudo experimental. Os resultados obtidos são mostrados de forma comparativa na tabela 15, onde são notados valores do estudo experimental, do estudo através de modelo computacional do grupo IMPACT e o fornecido pelo fabricante.

Tabela 14 - Incerteza expandida e combinada

<i>Componentes de Incerteza</i>	<i>Valores de Incerteza CDTI (%)</i>	
	$CTDI_{100, ar}$	$CTDI_w$
Incerteza padrão combinada relativa u_c (%)	1,6	1,7
Incerteza padrão expandida relativa U (%) ($k=2$) para um nível de confiança de 95%	3,3	3,5

Tabela 15 - Valores de $CTDI_{100}$ e $CTDI_w$

	$CTDI_{ar}$ (mGy/mAs)	$CTDI_w$ (mGy/mAs)
Dados deste Trabalho	$0,473 \pm 3,3 \%$	$0,474 \pm 3,5 \%$
Base de dados do IMPACT	0,389	0,416
Fabricante ^a	0,440	—

a - NAGEL H.D., 2002

5.2 DOSIMETRIA DO PACIENTE

Calculou-se o valor do DLP para este estudo específico podendo se comparar o valor fornecido pelo equipamento e pelo programa computacional em condições semelhantes, ressaltando-se que para o estudo com tecnologia de multidetetores o fator de passo considerado foi 5,5 (recomendado pelo fabricante como fator de passo “ótimo”).

Obteve-se um valor de DLP de 429 mGy.cm pelo programa computacional. O valor fornecido pelo equipamento nas mesmas condições foi de 677,1 mGy.cm.

Podemos notar ainda um dado relevante fornecido pelo programa em relação ao estudo tomográfico proposto. O valor da Dose Efetiva foi de 8,6 mSv. Este valor pôde ainda ser estimado segundo NAGEL e colaboradores (2002) através da equação 13. Desta forma o valor obtido foi de 5,32 mSv .

5.3 ESTIMATIVA DA DOSE EM ÓRGÃOS

Utilizando-se os cálculos de dose executados pelo programa IMPACT através dos parâmetros relacionados na tabela 8, obteve-se valores de dose em órgãos na área irradiada para o estudo tomográfico do tórax conforme mostrado na figura 13. Estes valores são mostrados na tabela 16 e sua distribuição percentual na figura 21.

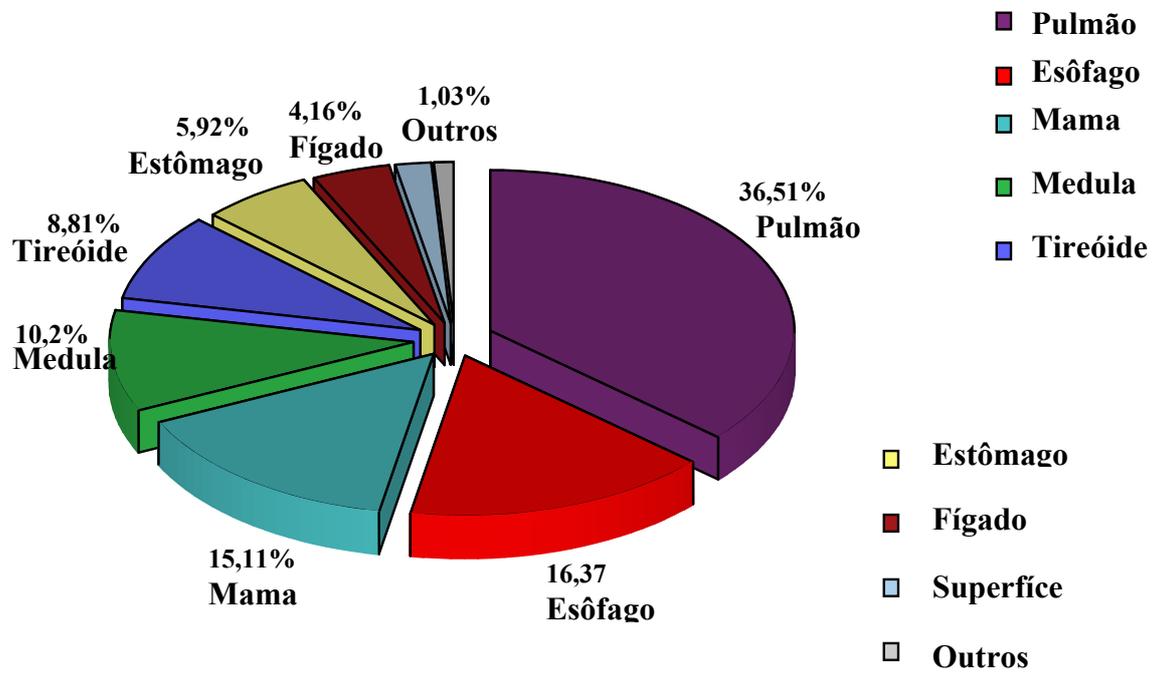


Figura 21 – Distribuição das doses ponderadas em órgãos ($w_T \cdot H_T$)

Tabela 16 - Valores de dose em órgãos calculados pelo IMPACT

Órgãos Críticos	w_T^*	H_T (mSv)	$w_T \cdot H_T$ (mSv)
Gônadas	0,20	0,044	0,0088
Medula óssea	0,12	6,600	0,7900
Cólon	0,12	0,039	0,0047
Pulmão	0,12	24,000	2,8000
Estômago	0,12	3,800	0,4600
Bexiga	0,05	0,012	0,0005
Mama	0,05	24,000	1,2000
Fígado	0,05	6,400	0,3200
Esôfago	0,05	25,000	1,3000
Tireóide	0,05	14,000	0,6800
Pele	0,01	7,100	0,0710
Superfície óssea	0,01	15,000	0,1500
Timo	0,025	25	0,63
Demais órgãos	0,025	5,000	0,1300
Dose Efetiva Total (mSv)			8,6

*ICRP 1991

Através dos valores de dose em órgãos calculados pelo programa do grupo IMPACT, nota-se os órgãos que apresentaram maior dose equivalente (H_T) e foram responsáveis pelo maior nível de dose absorvida foram o pulmão, esôfago, mama, medula óssea e tireóide.

Pode-se observar ainda que o timo apresentou dose equivalente semelhante aos órgãos mais irradiados, mas como o seu fator de ponderação (w_T) é bastante baixo a dose absorvida resultante foi menor que aquelas dos principais órgãos citados.

5.4 ESTIMATIVA DO RISCO BIOLÓGICO

Os órgãos avaliados neste estudo para efeito de estimativa de risco, considerando sua radiosensibilidade, serão a mama, a tireóide, medula óssea, pulmão e o esôfago.

O risco estimado para eles é mostrado na tabela 17.

Tabela 17 - Estimativa de Risco para órgãos por 100.000 pacientes

Órgão	Coeficiente de risco* (Sv ⁻¹)	H _T (Sv)	Risco Estimado (n° de casos por 10 ⁵ pacientes)
Mama	0,0040	0,0240	10,0
Tireóide	0,0008	0,0140	1,1
Medula Óssea	0,0050	0,0066	3,4
Pulmão	0,0085	0,0240	20,4
Esôfago	0,0030	0,0250	7,8

* ICRU, 1996

6. DISCUSSÃO

6.1 NÍVEIS DE REFERÊNCIA DIAGNÓSTICA

Considerando-se as grandezas sugeridas pela Comunidade Européia (CE) como NRD, foram analisados os valores de DLP e $CTDI_w$, para um estudo Tomográfico do Tórax de rotina, realizado em equipamento multidetetor.

Na determinação do $CTDI_w$, observamos uma diferença nos valores de leitura obtidos nos quatro pontos periféricos do simulador. A média das leituras foi menor na posição denominada sul, na qual o simulador se encontra apoiado sobre a mesa do equipamento. Observamos, portanto que a mesa determinou atenuação do feixe de raios X nesta localização, condicionando uma redução nos valores de leitura.

O valor encontrado de 35,62 mGy no estudo experimental foi bastante próximo do valor sugerido de 30mGy pela CE, embora neste levantamento dosimétrico da CE não tenha sido amplamente considerada a tecnologia de equipamentos atuais. (NAGEL, 2002).

Para a outra grandeza estudada, o DLP, notamos que o valor informado pelo equipamento, 677,1 mGy.cm, encontra-se bastante próximo do valor sugerido pelo guia Europeu como padrão de boa prática (650,0 mGy.cm), com uma diferença percentual aproximada de 4,1%.

A mesma grandeza calculada pelo programa IMPACT para esta técnica tomográfica, apresentou um valor de 429,0 mGy.cm, representando uma diferença percentual de aproximada de 36%.

Os principais fatores determinantes desta grandeza para uma mesma extensão de varredura encontram-se no fator de passo e na espessura de corte utilizado.

Segundo McNITT-GRAY e colaboradores (1999) em seu estudo sobre o efeito do Fator de Passo e da colimação sobre a dose de radiação em estudos helicoidais e seqüenciais, realizado através de medidas utilizando câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes, pôde-se observar que:

1. Para determinado Fator de Passo, colimações menores resultam em doses de radiação com variações de $\pm 15\%$ em relação à colimações maiores .
2. Para uma determinada colimação um maior Fator de Passo resulta em menor dose de radiação devido ao menor tempo de exposição.
3. Para determinada velocidade de mesa, a dose de radiação é reduzida quando um maior Fator de Passo é usado com uma menor colimação.

Deve-se considerar ainda que com a tecnologia de multidetetores existem alguns fatores através dos quais a dose pode aumentar. Para multidetetores com mais de duas fileiras, a colimação deve ser feita com uma largura maior que a espessura nominal selecionada para se evitar o efeito penumbra das bordas externas do conjunto de detetores, logo esta colimação abrange a área de penumbra. A “sobreposição do feixe” causando o aumento da dose de radiação é característica dos multidetetores e é mais acentuada e mais prejudicial para equipamentos de quatro fileiras, tornando-se menos pronunciado para os que exibem um número de fileiras acima deste devido ao aumento do número de cortes proporcionado durante cada revolução. Isto se torna ainda mais importante para espessuras menores (McCOLLOUGH, ZINK, 1999).

Para o equipamento utilizado neste trabalho a largura desta área de penumbra é de 3,8mm (BRIX et al., 2003).

Segundo NAGEL e colaboradores (2002), para maiores espessuras (ex: 4 * 5 mm) um aumento na dose entre 10 e 25 % , dependendo do tipo de equipamento pode ser aceitável. Para colimações menores (ex: 4 * 1 mm) este aumento pode variar entre 40 e 100% e exceder os 100% para secções sub-milimétricas.

Resultados semelhantes foram também observados num levantamento dosimétrico na Alemanha, realizado por BRIX e colaboradores (2003), onde os valores de DLP encontrados em equipamentos multidetetores de quatro fileiras para vários tipos de aplicações foram em média de 757 mGy.cm; os valores médios observados para equipamentos seqüenciais foram de 683 mGy.cm e para equipamentos com duas fileiras de detetores, 495 mGy.cm (BRIX et al., 2003).

Apesar destes níveis de dose observados em equipamentos com quatro fileiras de detetores, deve-se considerar o ganho obtido por esta tecnologia, representado pela velocidade de aquisição que permite a obtenção de informações de maior qualidade e, desta forma, a utilização de técnicas específicas para diagnóstico que não seria possível com tecnologia inferior. Desta forma, ressalta-se a relação custo/ benefício da exposição que justificam, atualmente, a prática.

O estudo dosimétrico em tomografia computadorizada de multidetetores deve ser individualizado para cada modelo de equipamento, considerando-se detalhes técnicos de cada projeto como o número de cortes disponibilizados, que são responsáveis por grandes variações no nível dosimétrico e exigem cada vez mais estudos específicos para o seu estabelecimento. Esta diversidade tecnológica torna o árduo trabalho do estabelecimento de

níveis de referência diagnóstica em tomografia computadorizada um verdadeiro desafio.

6.2 DOSE DE RADIAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE IMAGEM

A Dose Efetiva conforme definida pela norma ICRP 60 (1991) reflete o risco radiológico de uma exposição de corpo inteiro para uma população de referência que inclui indivíduos de ambos os sexos e de todas as idades. Entretanto em radiodiagnóstico, o que se observa é a exposição parcial do paciente. Além disto, a frequência de exames depende do sexo e da idade dos indivíduos expostos. Estes fatores tornam esta grandeza inadequada para análise de dose em radiodiagnóstico onde estão envolvidas exposições parciais de segmentos do corpo e cuja frequência de irradiação se correlaciona com a idade (ex: estudos da idade óssea) e o sexo (ex: mamografia) (SOUZA et al. 2002).

Entretanto, a Dose Efetiva é ainda utilizada para permitir a comparação do procedimento tomográfico em relação a outros tipos de exames radiológicos conforme mostrado na tabela 18 (ICRU, 2005).

Neste caso, onde o estudo tomográfico compreende série única, a Dose Efetiva pôde ser estimada utilizando-se a equação 13 através da qual encontramos um valor igual a 5,3 mSv. A análise computacional desta grandeza mostrou um valor igual a 8,6 mSv.

Estes valores se encontram dentro dos limites esperados por REGULLA e colaboradores (2005). Observa-se, ainda, tratar-se de valor bastante próximo ao observado em exames de fluoroscopia e acima dos níveis observados na radiologia convencional.

Tabela 18 - Doses Efetivas médias para diferentes tipos de exames em radiodiagnóstico (REGULLA, EDER, 2005)

<i>Tipos de Exames</i>	<i>Dose Efetiva (mSv)</i>
Exames Radiológicos em 1 ou 2 incidências	
Extremidades	0,01 - 0,1
Crânio	0,03 - 0,1
Tórax (uma incidência)	0,02 - 0,05
Abdomen	0,6 - 1,1
Fluoroscopia	6 - 12
Estômago	10 - 18
Intestino	10 - 20
Arteriografia e Intervenções	
Tomografia Computadorizada	
Crânio	2 - 4
Coluna	3 - 10
Tórax	6 - 10
Abdome	10 - 25

* Doses Efetivas avaliadas para paciente padrão 70 (\pm 5) kg.

6.3 ÍNDICE DE DOSE DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA LIVRE NO AR

O desempenho de um equipamento tomográfico está relacionado com a qualidade da imagem produzida e a intensidade de exposição proporcionada durante um exame. Um dos fatores responsáveis por este desempenho é o rendimento do tubo de raios X.

Com esta finalidade, o Índice de Dose em Tomografia Computadorizada livre no ar, $CTDI_{ar}$, é uma grandeza relacionada ao rendimento do tubo de raios X do tomógrafo, uma vez que é estimado o kerma no ar livre produzido diretamente pela ionização promovida pelos fótons provenientes deste. Esta grandeza é ainda adequada para a realização de testes de constância do equipamento e é ainda a grandeza básica utilizada em levantamentos radiométricos (CARLOS, 2002).

A tabela 15 mostrou os valores de $CTDI_{100,ar}$ calculado, estimado pelo programa IMPACT e fornecido pelo fabricante. Podemos, a partir destes dados, observar que na ausência de testes de constância após a sua instalação, o tubo de raios X do equipamento

utilizado neste trabalho manteve em três anos de utilização o nível de $CTDI_{100,ar}$ ($0,473 \pm 3,3\%$) bastante próximo ao valor informado pelo fabricante (0,440), avaliado em condições de fabricação, sem portanto o desgaste habitual proporcionado pelo uso constante.

6.4 RISCO BIOLÓGICO

A observação dos valores de dose em órgãos, obtidos através dos cálculos computacionais durante o estudo tomográfico proposto, permite selecionar os órgãos que apresentam o maior nível de dose absorvida e, portanto serão objetos deste estudo de risco. Os referidos órgãos são listados na tabela 17 e a distribuição de dose nestes e nos demais é mostrada na figura 19.

No estudo de risco de câncer induzidos pelo radiodiagnóstico realizado por González e Darby (2004), foi observado que um risco cumulativo de câncer em torno de 0,6% na idade de 75 anos pôde ser atribuído ao radiodiagnóstico. O risco neste trabalho foi estimado com base no número anual de exames de radiodiagnóstico de todas as modalidades realizados no Reino Unido e em 14 outros países desenvolvidos, combinando-se estes dados com a dose de radiação estimada para órgãos individuais do corpo e modelos de risco da literatura. Os valores de dose em órgãos, verificados neste estudo, para a tomografia computadorizada do tórax sem especificação da tecnologia empregada, são mostrados na tabela 19 e uma comparação entre estes valores e os valores mostrados pelo programa IMPACT são exibidos na figura 22.

Tabela 19 - Dose em órgãos em Tomografia Computadorizada do Tórax,(modificado de GONZÁLEZ e DERBY, 2004)

<i>Órgão</i>	<i>Doses no órgão em mGy</i>
Bexiga	0,02
Mama	21,40
Cólon	0,07
Fígado	5,64
Pulmão	22,40
Esôfago	28,30
Medula óssea	5,94
Estômago	4,06
Tireóide	2,25

Observamos que os valores de dose em órgãos foram bastante próximos aos mostrados neste trabalho realizado com tecnologia de multidetetores.

Na ausência de dados epidemiológicos sobre o número de indivíduos submetidos ao exame tomográfico do tórax no Brasil, a estimativa de risco de indução de câncer mostrada na tabela 16 foi ainda analisada de forma comparativa com dados da taxa estimada de casos de câncer no ano de 2006, para cada 100.000 indivíduos fornecidos pelo INCA (Instituto Nacional do Câncer), onde se estimam a incidência de 10,8 casos de câncer de pulmão, 42,82 casos e câncer de mama, 4,35 casos de leucemia e 3,84 casos de câncer de esôfago, no estado de Minas Gerais para o ano de 2006 (INCA 2006). Estes dados são mostrados na figura 23.

DOSES EM ÓRGÃOS EM TC

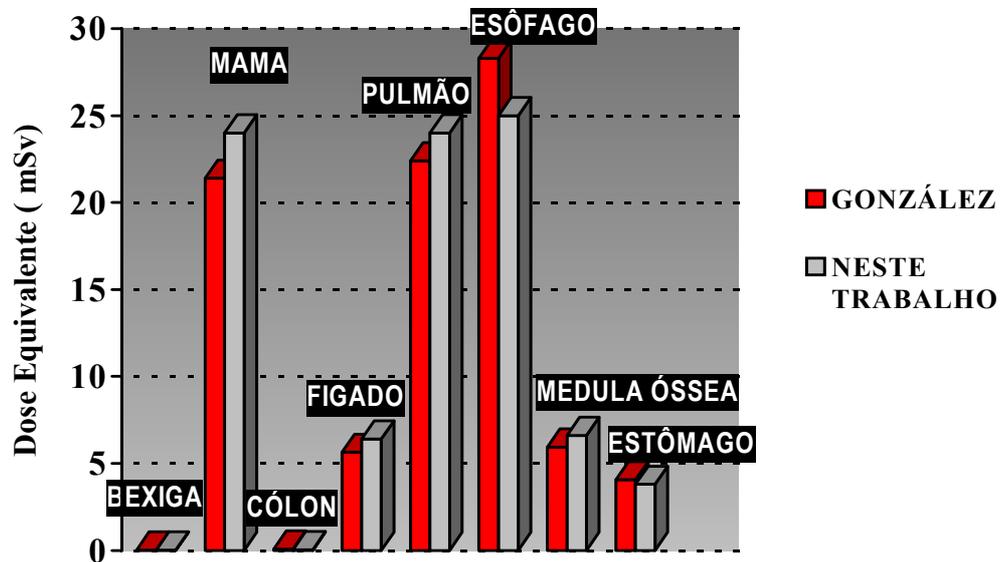


Figura 22 - Doses em órgãos estimadas neste trabalho e por GONZÁLEZ (2004)

ESTIMATIVA DE RISCO

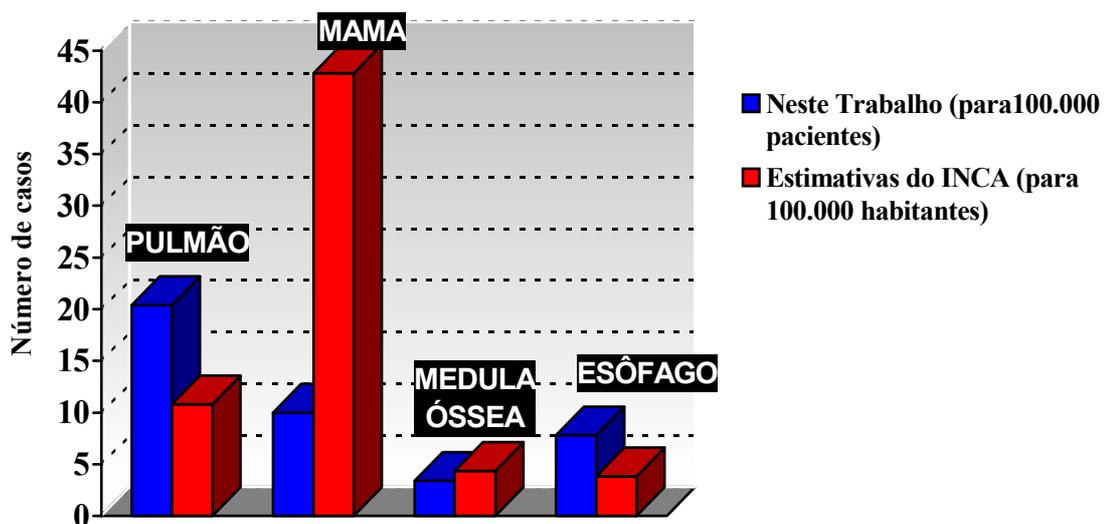


Figura 23 - Estimativa do risco de câncer pelo INCA (2006) e neste trabalho

7. CONCLUSÕES

- Os níveis de exposição aos raios X pela técnica de multidetetores de quatro fileiras em relação a outras técnicas de radiodiagnóstico, considerando-se um exame de série única, permanece dentro dos níveis observados pelas técnicas tomográficas convencional e helicoidal sem se observar um aumento significativo do mesmo, apesar do grande ganho de informações proporcionado.
- Em relação aos níveis de referência diagnóstica sugeridos pela Comunidade Européia, apesar da diferença entre os valores determinados pela análise computacional, experimentalmente e fornecidos pelo fabricante, podemos concluir que os valores de DLP e $CTDI_w$, sugeridos como padrões de boa prática para o estudo tomográfico do tórax, são observados no estudo com tecnologia de multidetetores de quatro fileiras para o protocolo estudado. Devido à situação tecnológica atual, não foi possível compararmos com os padrões nacionais sugeridos pela portaria 453 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998).
- Os valores de doses em órgãos obtidos com esta técnica foi semelhante ao observado na literatura em relação ao estudo tomográfico do tórax onde não foi considerada uma tecnologia específica.
- O risco biológico pôde ser estimado e analisado em relação à estimativa de incidência de câncer fornecida pelo INCA, que não considera um fator causal específico, para o ano de 2006, no estado de Minas Gerais. Neste estudo, dentre vários órgãos citados, podemos observar um risco maior para o pulmão, mama, medula óssea e esôfago. Devemos considerar entretanto a grande incerteza associada a estes cálculos uma vez que não são considerados fatores específicos para a população envolvida no radiodiagnóstico como por exemplo a idade e o sexo.
- Na ausência de testes de constância o descritor de dose relacionado ao rendimento do tubo de raios X para a tomografia computadorizada, o $CTDI_{ar}$, não mostrou variações significativas em relação ao valor fornecido pelo fabricante, após três anos da utilização do equipamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BRIX G., NAGEL H. D., STAMM G., et al. Radiation Exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey- **European Radiology** ,v. 13, p. 1979-1991, 2003

CARLOS, M. T. **Tomografia computadorizada**: formação da imagem e radioproteção. Rio de Janeiro: IRD, 2002. 25p.

COMMITTEE ON THE BIOLOGICAL EFFECTS OF IONIZING RADIATIONS. **Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation**. Washington: National Academy Press, data

CONWAY B. J.; MCCROHAN J. L.; ANTONSEN RG, et al. Average radiation dose in standard CT examinations of the head: results of the 1990 NEXT survey. **Radiology** , v. 184, p.135-140, 1992

DHHS Department of health and human services, food and drug administration. 21 CFR part 1020: Diagnostic X-ray systems and their major components; amendments to performance standard; final rule. Federal Register 1984; 49:171

DIXON R.L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI .**Medical Physics** v.30, n. 6, p. 1272-1280, 2003.

EUROPEAN COMMISSION. **CT safety & efficacy a broad perspective**. Disponível em: < http:// www.msct.info > Acesso em 18 out 2005.

EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images** .Luxembourg, 1996. (Report ,16260)

EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on quality criteria for computed tomography**. Luxembourg.2000. (Report, 16262)

GONZÁLEZ A. B., DARBY SARAH. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. **The Lancet**. v. 363, p. 345-351, 2004

GRAY-McNITT M. F. Physics Tutorial for residents: topics in CT, radiation dose in CT. **RadioGraphics** , v. 22, p. 1541-1553, 2002

HEITZMAN R. E. Thoracic radiology: the past 50 years. **Radiology** ,v.214, p. 309-313, 2002

HUDA W.; SANDISON G. A. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from rando phantom measurements – **Health Physics**, v.473, p. 463-467, 1984.

IMPACT CT PATIENT DOSIMETRY CALCULATOR , Programa para cálculo de dose
Version 0.99r, 20/01/2006

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Estimativa 2006**: incidência de câncer no Brasil. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acesso em: 11 Abr /2006

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiations sources**. Vienna: IAEA, 1996. (Safety Series ,115)

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. Vienna: IAEA, 2000. (Safety Report Series, 16)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of ICRP, 26** 1977 Oxford: Pergamon Press

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **ICRP 52- Protection of the patient in nuclear medicine** Oxford: Pergamon Press 1987.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **ICRP 60-1990 Recommendations of the international commission on radiological protection** Oxford: Pergamon Press, 1991

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **ICRP 73 Radiological Protection and Safety in Medicine.** Oxford: Pergamon Press, 1996

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION. **ICRU 60** Report 60 Bethesda, MD, **Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection ICRU 48**, 1992

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation ICRU 60** Report 60 Bethesda, MD, 1998

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION. **Journal of ICRU. ICRU 74 Patient dosimetry for X- rays used in medical imaging.** Oxford university Press v.5, n.2, 2005

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment- part2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography.** IEC standard 60601-2-44 Ed. 2.0. Geneva, 1999

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment- part2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography.** IEC standard 60601-2-44 Ed. 2.0. Geneva, 2001

KRAMER R., ZANKL M., WILLIAMS G., DREXLER G. (1982). **The calculation of dose from external photon exposures using reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: the Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms,** GSF Bericht S-885 (GSF- National Research Centre for Environment and Health, D-85764

Neuherberg, ISSN 0721-1694)

KROHMER J.S. - Radiography and fluoroscopy: 1920 to the present. **Radiographics** v. 9, p. 1129-1153, 1989.

LEITZ W., AXELSSON B., SZENDRÖ G. Computed tomography dose assessment- a practical approach. **Radiation Protection Dosimetry** v. 57, p. 377-380, 1995.

MAIA A. F., CALDAS L. V. E. - Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: A realidade atual. **Radiologia Brasileira** v.39, p. 209-213, 2006.

MAIA A. F., CALDAS L. V. E. Performance of a pencil ionization chamber in various radiation beams. **Applied Radiation and Isotopes** v. 58, p. 595-601, 2003

MAYO R. J., MÜLLER L. N. Radiation exposure at chest CT: A statement of the Fleischner Society. **Radiology** v. 228, p. 15-21, 2003

McCOLLOUGH C. H., ZINK F. E. Performance evaluation of a multi-slice CT system. **Medical Physics** v.26, p. 2223 – 2230, 1999

McNITT-GRAY M. F., CAGNON C. H., SOLBERG T. D., et al. Radiation dose in spiral CT: The relative effects of collimation and pitch. **Medical Physics** v. 26, n.3, p. 409-414, 1999.

METTLER F A, WIDEST P W, LOCKEN J A. CT scanning patterns of use and dose. **Journal of radiological protection** v. 20, p. 353-359, 2000.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção Radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Regulamento técnico do Ministério da saúde. Portaria nº 453 de 01/06 1998, publicada no Diário Oficial da União 2 de Junho de 1998 nº 103.

NAGEL H. D. **Radiation Exposure in Computed Tomography** – 4th revised and updated

edition CTB publications, Hamburg DDS 2002.

NAIDICH D.P., MÜLLER N., WEBB W.R. **Computed tomography and Magnetic resonance of the thorax** – 3th edition Lippincott-Raven Philadelphia, PA-1999

NICKOLOFF E. L., ALDERSON P.O. Radiation exposure to patients from CT: Reality, Public Perception and Policy. **AJR** v.177, p. 285-287, 2001
RADIATION. SOURCES EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION. **Source.** Unsear 1988. New York: United Nations

REGULLA D. F. EDER H. - Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 114, n.1-3, p.11-25 , 2005

RÉMY-JARDIN M., RÉMY J. **Spiral CT of the chest**. Spriger-Verlag, Berlin Heidelberg 1996

RUBIN GEOFFREY D. – Data explosion: the challenge of multidetector- row CT. **European Journal of Radiology** v.36, p.74-80 , 2000

SHRIMPTON P.C., JONES D.G., HILLIER M.C. et al. **Survey of CT practice in the UK; part 2: Dosimetric aspects**. NRPB-249. London: HMSO,1991:48

SHRIMPTON PC, EDYVEAN S. CT scanner dosimetry. **British Journal of Radiology** v.71, p.1-3, 1998

SHRIMPTON PC, WALL BF. The increasing importance of x ray computed tomography as a source of medical exposure. **Radiation Protection Dosimetry** v.57, n.1-4, p.413-415, 1995

SOUSA M.C., LEFAURE C., DEGRANGE J.P., AUBERT B. - L'optimisation de la radioprotection du patient en radiologie: une approche spécifique du calcul du risque par sexe et age. In : L'OPTIMISATION DE LA RADIOPROTECTION DANS LES DOMAINES ÉLECTRONUCLÉAIRE, INDUSTRIEL ET MEDICAL. Actes des 3^{èmes} journées SFRP, La Rochelle, 11-12 Juin 2002, 6p.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. SOURCES EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION. **Source.** Unsclear 1982. New York: United Nations. E82. IX. 8

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. SOURCES EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION. **Source.** Unsclear 1988. New York: United Nations

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. SOURCES EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION. **Source** Unsclear 1993 report to the general assembly .New York: United Nations. .922 p. (Sources and effects of ionizing radiation)

UPTON A. C. The state of the art in the 1990's: NCRP report number 136 on the scientific bases for linearity in the dose-response relationship for ionizing radiation. **Health Physics** v. 85, p.15-22, 2003

VINING D. J., CHOPLIN R.H, HAPONIK E.F. - Virtual bronchoscope. Relationships of virtual reality endobronchial simulations to actual bronchoscopic findings. **Chest** v.109, n.2, p. 549-53, 1996.

WALL B. F. Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients - **Radiation Protection Dosimetry** v.109, p. 409-419, 2004.

GLOSSÁRIO

1. DETRIMENTO – A exposição de diferentes órgãos e tecidos do corpo à radiação resulta em variada probabilidade e severidade de danos. A ICRP, refere-se a esta combinação de probabilidade e severidade de danos como detrimento.
2. DOSE EFETIVA (E) – Para refletir o detrimento relacionado aos efeitos estocásticos devido à dose equivalente em todos os órgãos e tecidos do corpo, a dose equivalente em cada órgão ou tecido, é multiplicada por um fator de ponderação tecidual, w_T , e o resultado somado para todo o corpo é a Dose Efetiva.
3. DOSE EFETIVA COLETIVA – Esta grandeza é o produto da dose efetiva média em um grupo definido de indivíduos pelo número de indivíduos deste grupo. É utilizada quando se torna necessário considerar o número de indivíduos expostos.
4. DOSE EQUIVALENTE (H_T) – Algumas radiações são mais efetivas que outras em causar efeitos estocásticos. Esta grandeza, H_T , é a dose absorvida em um órgão ou tecido, multiplicada por um fator de ponderação adimensional w_R , relativo à radiação em questão. Em radiodiagnóstico este fator de ponderação é equivalente a uma unidade, portanto, neste caso a dose absorvida, D_T , e a dose equivalente são numericamente iguais. A unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv).
5. GRANDEZA – Atributo de um fenômeno, corpo ou substância que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado.
6. KERMA (K) – Grandaza dosimétrica básica, é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não carregadas em uma massa de dm de material (ICRU, 1998) ; Unidade gray (Gy)
7. CTDI - É o valor de dose dentro de um corte tomográfico irradiado, se a dose de radiação absorvida fosse concentrada em um retângulo com largura equivalente à espessura nominal do corte. Todas as contribuições de dose fora da região do corte nominal são adicionadas a esta região dentro do mesmo.

ANEXO I

ESTIMATIVA DE INCERTEZAS

A incerteza relacionada a determinado procedimento de medida é um parâmetro que caracteriza a dispersão dos resultados e é estimada considerando-se parâmetros que podem ser avaliados estatisticamente (Incerteza tipo A) e outros de natureza não estatística (Incerteza tipo B).

Incerteza Tipo A:

A incerteza tipo A é obtida pela análise estatística de procedimentos de medida repetidos. Em uma série de n medidas com valor observado x_i , a melhor estimativa da grandeza x é dada pela média aritmética.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (19)$$

A dispersão dos valores em torno desta média pode ser caracterizada para um resultado individual x_i pelo desvio padrão.

$$S(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (20)$$

A grandeza $s^2(x_i)$ é chamada variância de uma única medida, baseada em uma amostra de tamanho n .

A incerteza padrão do tipo A (u_A), será identificada pelo desvio padrão da média.

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (21)$$

Observa-se ainda pela equação 17, que a incerteza tipo A pode ser reduzida pelo aumento do número de amostras individuais (n).

Incerteza Tipo B:

Existem várias fontes de incerteza que não podem ser determinadas através de medições

repetidas. Estas são chamadas incertezas tipo B e incluem não somente influências desconhecidas nos processos de medidas, embora suspeitas, mas também efeitos pouco conhecidos das grandezas de influência, como por exemplo, pressão e temperatura, fatores de correção ou dados físicos observados na literatura, etc. Estas incertezas devem ser estimadas de forma que corresponda a desvios padrão. Com esta finalidade, é frequentemente útil supor que estas incertezas possuem uma distribuição de probabilidade que corresponda a uma forma facilmente reconhecida. O mais comum é assumir que as incertezas tipo B tenham uma distribuição que é aproximadamente Gaussiana. Desta forma a incerteza padrão tipo B pode ser derivada estimando-se inicialmente alguns limites $\pm L$ e dividindo-o por um número adequado. Se por exemplo o executor do procedimento é apenas “razoavelmente” seguro do seu limite, L , pode-se considerar corresponder a um intervalo de confiança de 95%, enquanto que se este executor é “bastante” seguro, isto pode corresponder a um intervalo de confiança de 99%. Assim, a incerteza tipo B, u_B , pode ser obtida da seguinte equação:

$$B = \frac{L}{k} \quad (22)$$

Onde $k = 2$ se o executor do procedimento é razoavelmente seguro e $k = 3$ se ele é bastante seguro dos limites $\pm L$ estimados.

Pode-se ainda supor que as incertezas tipo B possam ser descritas por uma probabilidade de densidade retangular, ou seja, que ela possui igual probabilidade em qualquer região entre os limites $-M$ e $+M$. Assim, a incerteza tipo B é dada por:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (23)$$

Por outro lado se supomos uma distribuição triangular, com os mesmos limites, a relação se torna:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (24)$$

Desta forma, cabe ao executor do procedimento usar seu conhecimento e experiência para aplicar o método e fornecer estimativas que podem ser usadas como se fossem desvios padrão.

- Incerteza Combinada e Incerteza Expandida.

Uma vez que as incertezas tipo A e tipo B são desvios padrão estimados, ambas podem ser combinadas usando-se regras estatísticas para combinação das variâncias as quais representam os quadrados do desvio padrão. Se u_A e u_B são incertezas padrão tipo A e tipo B respectivamente, a incerteza padrão combinada destas grandezas é:

$$u_C = (u_A^2 + u_B^2)^{1/2} \quad (25)$$

A incerteza combinada possui ainda o caráter de desvio padrão. Se, além disto, supormos que a mesma possui uma probabilidade Gaussiana, o desvio padrão corresponde ainda a um intervalo de confiança de 66%. Portanto é importante multiplicar-se a incerteza combinada por um fator adequado, chamado fator de abrangência (k), para se obter uma incerteza expandida. Valores adequados do fator de abrangência seriam $k = 2$ ou 3 que correspondem a um intervalo de confiança de 95% e 99% respectivamente. Em qualquer caso, o valor escolhido para o fator de abrangência deve ser claramente identificado. A incerteza expandida é também conhecida com o nome de “incerteza total”.