



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Faculdade de Ciências e Tecnologia

Departamento de Física

Medição dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada para exames do Abdómen

Por:

Ana Patrícia da Silva Martins Patrício

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Nuno Teixeira

Co-orientadora: Professora Doutora Adelaide Jesus

Lisboa

2010

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Professor Doutor Nuno Teixeira e co-orientadora Professora Doutora Adelaide Jesus pelo tema de dissertação proposto, pela sua orientação, apoio e disponibilidade demonstradas ao longo da realização deste projecto.

Um especial agradecimento à Doutora Maria Lewis pelos conhecimentos prestados e à Professora Gilda Cunha pelo tempo dispensado.

À equipa da Medical Consult, S.A. pelo apoio prestado.

Às Instituições clínicas e hospitalares envolvidas neste estudo um grande obrigado pela sua participação, sem as quais este trabalho não teria sido possível:

- Centro Clínico dos SAMS, Lisboa
- Centro Médico de Castelo Branco, Castelo Branco
- Clínica Quadrantes de Faro, Faro
- Clínica IMI Parque, Lisboa
- Clínica IMI Republica, Lisboa
- Hospital Amato Lusitano, Castelo Branco
- Hospital CUF Descobertas, Lisboa
- Hospital do Espírito Santo de Évora E.P.E., Évora
- Hospital da Força Área, H.F.A., Lisboa
- Hospital José Joaquim Fernandes E.P.E, Beja
- Hospital do Litoral Alentejano E.P.E, Santiago do Cacém
- Hospital de Nossa Sra. do Rosário E.P.E., Barreiro
- Hospital de Santa Maria E.P.E., Lisboa
- Hospital São Sebastião E.P.E., Santa Maria da Feira
- Hospital Sra. da Oliveira E.P.E., Guimarães

Em particular a todos os técnicos de saúde destes serviços pela sua disponibilidade e amabilidade.

A todos os meus amigos e colegas, destacando a Cláudia e o João, pelo companheirismo, apoio e palavras amigas nestes últimos meses de trabalho, sem os quais tudo teria sido mais difícil.

Aos meus pais e ao meu irmão, pelo constante estímulo, incentivo, carinho e apoio que me deram ao longo da vida e sem os quais eu não chegaria até aqui.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	ii
ÍNDICE.....	iii
ÍNDICE DE FIGURAS	v
ÍNDICE DE TABELAS	viii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	x
RESUMO	xi
ABSTRACT	xii
INTRODUÇÃO.....	xiii
1. Tomografia Computorizada com Raios – X	1
1.1. Raios – X	1
1.2. A Tomografia Computorizada	2
1.2.1. Princípios Operacionais	3
1.2.2. Estudo Tomográfico do Abdómen	5
1.3. A Evolução da Tomografia Computorizada	6
1.3.1. TC Helicoidal	8
1.3.1. TC Multicorte.....	9
2. Exposição à radiação em Tomografia Computorizada	12
2.1. Princípios de Protecção Radiológica	13
2.2. Níveis de Referência de Diagnóstico	14
2.3. Grandezas em Protecção Radiológica.....	16
2.3.1. kerma.....	16
2.3.2. Dose absorvida	17
2.3.3. Dose equivalente	17
2.3.4. Dose efectiva.....	17
3. Descritores de Dose em Tomografia Computorizada.....	19
3.1. Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)	20
3.3. Valor médio da dose para múltiplos disparos (MSAD).....	24
3.2. Produto Dose Comprimento (DLP)	25
4. Materiais e Métodos	26
4.1. Materiais	26
4.1.1. Tomógrafo Computorizado	26
4.1.2. Equipamento Dosimétrico.....	26
4.1.3. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator	27
4.2. Métodos	28
4.2.1. Aquisição do estudo tomográfico do abdómen.....	29
4.2.2. Determinação do Índice de Dose em Tomografia Computorizada	30
4.2.3. Determinação da dose efectiva.....	33

5. Apresentação e discussão dos resultados	34
5.1. Parâmetros de aquisição.....	34
5.1.1. Relação entre os parâmetros de aquisição e CTDI.....	35
5.2. Comparação do CTDI _w e DLP obtidos com o software ImPACT.....	38
5.3. Estabelecimento dos Níveis de Referência de Diagnóstico.....	40
5.3.1. Comparação com os NRD Europeus e outros estudos.....	42
5.4. CTDI _w e DLP por equipamento de TC	44
5.4.1. Marcas de TC	44
5.4.2. Número de cortes	48
5.5. Dose Efectiva.....	51
5.5.1. Relação entre os NRD e dose efectiva	52
5.5.2. Comparação com o nível de referência europeu e outros estudos	56
5.5.3. Estimativa da dose absorvida nos órgãos.....	56
6. Conclusões.....	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60
ANEXO I – Distribuição geográfica do número de TC da amostra	63
ANEXO II – Frequência dos parâmetros de aquisição	64
ANEXO III – CTDI_w e DLP experimentais e CTDI_w e DLP da IMPACT	66
ANEXO IV – CTDI_w e DLP experimentais por ano de fabrico de TC	67
ANEXO V – Teste de normalidade e igualdade de variâncias	68
ANEXO VI – CTDI_w e DLP por marcas e número de cortes	70
ANEXO VII – Dose efectiva, E_{DLP}, e Dose efectiva da ImPACT	72
ANEXO VIII – Geometria da TC e fantoma de corpo simulados	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Distribuição da energia emitida por uma ampola de raios – X (dI/dE – intensidade do feixe por unidade de energia dos fótons; E_m – máxima energia dos fótons do feixe) [Lima, 2009].....	1
Figura 2 – (a) Ilustração do interior de uma <i>gantry</i> . Adaptado de [Ferreira, 2008]; (b) Típico equipamento de TC [Hopkins Bayview, 2008].....	3
Figura 3 - Princípio de funcionamento do sistema da TC. Adaptado de [IAEA, 2010] ...	3
Figura 4 – (a) Voxels de volume axaxe e os pixéis de área axa num corte tomográfico [Lima, 2009]; (b) Fatia da região abdominal evidenciando múltiplos órgãos normais [RadiologyInfo, 2010]	4
Figura 5 – TC abdominal evidenciando metáteses (setas pretas) ao nível do fígado [AllRefer Health, 2010].....	5
Figura 6 – Efeito da soma dos dois movimentos: a ampola de raios X viaja em trajetória helicoidal em torno do paciente [Lima, 2009]	8
Figura 7 – Relação entre o deslocamento da mesa por rotação do tubo (TF) e espessura de corte (h) para (a) passo = 1 e (b) passo = 2. Adaptado de [Lima, 2009]	9
Figura 8 – (a) Sistema de TC com uma única fila de detectores ao longo do eixo z do sistema (a largura do detector é de 20 mm relativamente ao centro da gantry); (b) Sistema de TC com 16 filas de elementos de detectores, cada um com 1,25 mm de largura individual, ao longo do eixo z do sistema [AAPM, 2008].....	10
Figura 9 – Exemplo de uma matriz de multidetectores para a aquisição simultânea de 16 cortes com 0,75 mm e 1,5 mm de espessura. Adaptado de [Nagel, 2002].....	10
Figura 10 – Contribuição percentual, por tipo de exame, para a dose efectiva global de exames médicos de raios X: comparação entre os anos de 1985 – 1990 e 1991 – 1996 [UNSCEAR, 2000].....	12
Figura 11 – Distribuição de dose em exames de Radiologia Convencional e Tomografia Computorizada (TC) [Lima, 2009].....	19
Figura 12 – Perfil de curva de dose para um corte de espessura nominal $h = 10$ mm. Adaptado de [Nagel, 2002].....	20
Figura 13 – Ilustração do conceito Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI). Adaptado de [Nagel, 2002].....	21
Figura 14 – Ilustração do MSAD para múltiplas rotações da ampola de raios – X onde são adquiridos 15 cortes [Nagel, 2002]	24
Figura 15 – Fantoma de corpo para TC indicando as posições C, N, E, S e O	27

Figura 16 – (a) Câmara de ionização tipo lápis modelo 10×5 – 3CT e (b) monitor do electrómetro modelo 9010	27
Figura 17 – Folha de cálculo do programa de software ImPACT TC versão 1.0.2.2009 [ImPACT, 2010].....	28
Figura 18 – Fantoma matemático simulador do corpo humano [ImPACT, 2010].....	29
Figura 19 – (a) Posicionamento e alinhamento da câmara de ionização no isocentro do Tomógrafo e (b) representação esquemática [Edyvean, 1997]	30
Figura 20 – Representação esquemática do alinhamento e posicionamento do fantoma....	31
Figura 21 – Esquema de montagem utilizado na obtenção das medições para a determinação do $CTDI_w$ com a câmara de ionização posicionada no centro (C) do fantoma	32
Figura 22 – Variação do $CTDI_{vol}$ em função dos parâmetros de aquisição: (a) tensão, (b) tempo de rotação (c) corrente, (d) passo e (e) colimação	37
Figura 23 – Gráfico de barras dos valores de $CTDI_w$ calculados para o exame de TC abdominal com o Nível de Referência de Diagnóstico estabelecido neste estudo	41
Figura 24 – Gráfico de barras dos valores de DLP calculados para o exame de TC abdominal com o Nível de Referência de Diagnóstico estabelecido neste estudo	42
Figura 25 – Gráfico da variação dos valores de $CTDI_w$ distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo (Siemens, GE e Philips).....	45
Figura 26 – Gráfico da variação dos valores de DLP distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo (Siemens, GE e Philips)	47
Figura 27 – Gráfico da variação dos valores de $CTDI_w$ distribuídos pelo número de cortes (6, 16, 64, 2 e 1) presentes nas TC deste estudo	48
Figura 28 – Gráfico da variação dos valores de DLP distribuídos pelo número de cortes (6, 16, 64, 2 e 1) presentes nas TC deste estudo	50
Figura 29 – (a) Correlação entre o $CTDI_w$ e a dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 60) e (b) dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 103) para o exame de TC abdominal	53
Figura 30 - (a) Correlação entre o DLP e a dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 60) e (b) dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 103) para o exame de TC abdominal	54

Figura 31 – Distribuição percentual da dose média absorvida em diversos órgãos do corpo no exame de TC abdominal57

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Descrições gerais das primeiras cinco gerações de TC: Det – Detector, Obj – Objecto e F – Fonte de raios – X [Lima, 2009].....	6
Tabela 2 – Factores de ponderação tecidual propostos pela publicação 60 e 103 do ICRP. Adaptado de [ICRP, 2007]	18
Tabela 3 – Características dos modelos de TC presentes na amostra	26
Tabela 4 – Lista dos modelos de TC substituídos e considerados na utilização do programa de software ImPACT.....	29
Tabela 5 – Coeficiente de dose efectiva normalizada, E_{DLP} , para a região anatómica do abdómen [EUR 16262 EN, 1999]	33
Tabela 6 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos parâmetros de aquisição: tensão, tempo de rotação, corrente, passo, colimação total e FOV	34
Tabela 7 – Grau de associação entre a variável independente parâmetros de aquisição e a variável dependente $CTDI_{vol}$	35
Tabela 8 – Nível de significância <i>Sig</i> dos parâmetros de aquisição no modelo de regressão linear	36
Tabela 9 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo do $CTDI_w$ e DLP obtidos experimentalmente e pelo programa ImPACT	38
Tabela 10 – Correlação linear entre as variáveis do par 1 ($CTDI_w$ – $CTDI_w$ ImPACT) e do par 2 (DLP – DLP ImPACT).....	39
Tabela 11 – Nível de significância <i>Sig</i> da estatística de teste para a comparação de valores médios entre as variáveis do par 1 ($CTDI_w$ – $CTDI_w$ ImPACT) e do par 2 (DLP – DLP ImPACT).....	40
Tabela 12 – Média, desvio padrão, mínimo, máximo e percentil (25, 50, 70) de $CTDI_w$ e DLP obtidos para o exame de TC abdominal.....	41
Tabela 13 - Comparação dos resultados da média e percentil 75 do $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP obtidos neste estudo (Portugal) com os resultados de 6 outros estudos e os NRD Europeus para o exame de TC abdominal	43
Tabela 14 - Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no $CTDI_w$	45
Tabela 15 – Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no $CTDI_w$, sem os outliers.....	46

Tabela 16 – Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no DLP	47
Tabela 17 – Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no $CTDI_w$	48
Tabela 18 – Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no $CTDI_w$, sem o outlier	49
Tabela 19 – Nível de significância <i>Sig</i> do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no DLP	50
Tabela 20 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo da dose efectiva obtida pelo método E_{DLP} e pelo programa ImPACT para o exame de TC abdominal	51
Tabela 21 – Correlação linear entre as variáveis do par 1 (Dose efectiva E_{DLP} – Dose efectiva ImPACT 60) e do par 2 (Dose efectiva E_{DLP} – Dose efectiva ImPACT 103) ...	51
Tabela 22 – Nível de significância <i>Sig</i> da estatística de teste para a igualdade de valores médios da dose efectiva, E_{DLP} , com a dose efectiva do software ImPACT (ICRP 60 e 103)	52
Tabela 23 – Nível de significância <i>Sig</i> da aceitabilidade do modelo de regressão linear $CTDI_w$ – Dose efectiva ImPACT 60	53
Tabela 24 – Nível de significância <i>Sig</i> da aceitabilidade do modelo de regressão linear $CTDI_w$ – Dose efectiva ImPACT 103	53
Tabela 25 – Nível de significância <i>Sig</i> da aceitabilidade do modelo de regressão linear DLP – Dose efectiva ImPACT 60	54
Tabela 26 – Nível de significância <i>Sig</i> da aceitabilidade do modelo de regressão linear DLP – Dose efectiva ImPACT 103	55
Tabela 27 – Comparação dos resultados da média e percentil 75 da dose efectiva, <i>E</i> , obtida neste estudo (Portugal) com os apresentados por outros estudos e o proposto pela CE para o exame de TC abdominal	56

LISTA DE ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CE	Comissão Europeia
<i>cm</i>	<i>centímetro</i>
CTDI	Computed Tomography Dose Index
CTDI _{vol}	Volume Computed Tomography Dose Index
CTDI _w	Weighted Computed Tomography Dose Index
DLP	Dose – Length Product
EBR	Eficácia Biológica Relativa
EURATOM	European Atomic Energy Community
FDA	Food and Drug Administration
FOV	Field of View
GE	General Electrics
<i>Gy</i>	<i>Gray</i>
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
ImPACT	Imaging Performance Assessment of CT Scanners
kerma	kinetic Energy Released in Material
<i>kV</i>	<i>quilovolt</i>
<i>mA</i>	<i>miliampere</i>
<i>mGy</i>	<i>miligray</i>
<i>mm</i>	<i>milímetro</i>
<i>mSv</i>	<i>milisievert</i>
MSAD	Multiple Scan Average Dose
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
NRPB	National Radiological Protection Board
PMMA	Polimetil-Metacrilato
<i>s</i>	<i>segundo</i>
<i>Sv</i>	<i>Sievert</i>
TC	Tomografia Computorizada
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
UE	União Europeia
UTC	Unidades de TC ou de Hounsfield

RESUMO

A Tomografia Computorizada (TC) é actualmente, dentro da prática clínica, uma técnica de imagem altamente acessível. Contudo, é considerada uma das maiores fontes de exposição à radiação da população em diagnóstico médico por raios – X. Neste sentido, tem-se apontado para a necessidade de uma prática clínica justificada e otimizada, assegurando que o nível da exposição médica está de acordo com os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) Europeus.

Neste trabalho foram estimados os NRD para o exame de rotina de TC abdominal em termos do descritor de dose local – Índice de Dose em Tomografia Computorizada ponderado ($CTDI_w$) – e para um exame completo – Produto Dose Comprimento (DLP). Protocolos para pacientes adultos padrão, compreendendo 20 TC de diferentes fabricantes (Siemens, General Electrics (GE) e Philips), foram recolhidos de 15 Instituições localizadas a nível nacional (cidades do Barreiro, Beja, Castelo Branco, Évora, Faro, Guimarães, Lisboa, Santa Maria da Feira e Santiago do Cacém). Todas as medições foram efectuadas utilizando uma câmara de ionização tipo lápis e um fantoma de corpo de Polimetil-Metacrilato (PMMA). Os NRD foram definidos como o valor do terceiro quartil (percentil 75) do $CTDI_w$ e DLP obtidos para os 20 Tomógrafos.

Os resultados foram comparados com os actuais NRD Europeus propostos pela Comissão Europeia (CE) e com outros estudos semelhantes, de forma a fornecer uma perspectiva geral da prática de TC abdominal em Portugal.

A dose efectiva para cada protocolo utilizado em exames de TC abdominal foi calculada pela folha de cálculo IMPACT CT Patient Dosimetry Calculator e estimada a partir do método dos coeficientes de dose efectiva normalizados, proposto pela CE, como meio de comparação.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) is currently a widely available imaging technique in clinical practice. However, it is considered a major source of radiation exposure for the

population in diagnostic medical X – rays. Therefore, the need of justified and optimal clinical practice has been broadly pointed out as a mean to assure that the level of medical exposure is in direct accordance with European Diagnostic Reference Levels (DRL).

In this essay, the DRL for the abdominal routine CT examination were estimated in terms of the local dose descriptor – Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_w$) – and for a complete examination – Dose Length Product (DLP). Protocols for standard adult patients comprising 20 CT scanners of different manufactures (Siemens, General Electrics (GE) and Philips) were collected from 15 Institutions located at a national level (cities of Barreiro, Beja, Castelo Branco, Évora, Faro, Guimarães, Lisboa, Santa Maria da Feira e Santiago do Cacém). All measurements were performed using a pencil ionization chamber and a polymethylmethacrylate (PMMA) body phantom. These DRL were defined as the third quartile (75th percentile) of a distribution of $CTDI_w$ and DLP values collected from all the 20 CT scanners.

The results were compared with the current European DRL proposed by the European Commission (EC) and with other similar studies for this type of examination to provide an overview of abdominal CT practice in Portugal.

The effective dose for each abdominal CT protocol was calculated using the ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator spreadsheet and estimated by using appropriated normalized coefficients for effective dose, proposed by the EC, as a mean of comparison.

INTRODUÇÃO

Desde a sua primeira introdução na prática clínica no início dos anos 70, o uso da Tomografia Computorizada (TC) tem crescido progressivamente a nível mundial. De acordo com o relatório da United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, datado de 2000, a média de exames de TC realizados nos países desenvolvidos aumentou, anualmente, de 6.1 por cada 1.000 habitantes durante a década de 70 para 48 por cada 1.000 habitantes no período de 1991-1996 [UNSCEAR, 2000]. Durante as duas últimas décadas, a TC passou por transformações tecnológicas significativas no diagnóstico de patologias; o facto de fornecer imagens que são efectivamente uma fatia do corpo do paciente, aliada à eliminação de artefactos de movimento, aquisição volumétrica de dados num curto tempo com maior cobertura anatómica e possibilidade de reconstrução 3D das áreas avaliadas, tornou-a uma técnica bem estabelecida em Radiologia de diagnóstico.

No entanto, o recurso cada vez mais frequente a esta modalidade é acompanhado por crescentes preocupações acerca dos riscos associados ao seu diagnóstico. Segundo uma publicação do National Radiological Protection Board (NRPB), datada de 2002, é estimado que a TC contabilize 3,3% do total dos exames médicos com raios – X realizados no Reino Unido, comparativamente aos 94,6% dos exames de radiologia convencional, contribuindo em 39,7% para a dose colectiva na população em relação aos 40,7% estimados para os exames de radiologia convencional [Hart, 2002]. Em particular e ainda dentro da mesma publicação é o exame de TC abdominal que apresenta o maior contributo para a dose colectiva, em 15,4% exactamente. A TC é pois uma importante fonte de exposição à radiação para fins médicos.

Tem sido igualmente relatada uma grande variabilidade na configuração dos parâmetros de exposição e valor de dose atribuído ao paciente para o mesmo exame clínico, parecendo existir cada vez mais a percepção de que a qualidade da imagem em TC muitas vezes excede o nível exigido para um diagnóstico confiável e que a magnitude das doses administradas é mais elevada do que o necessário [Tsapaki, 2007].

Considerando estes factores assim como a necessidade contínua de um equilíbrio entre os benefícios e riscos globais que advêm da utilização desta modalidade, várias organizações internacionais têm-se pronunciado no sentido de “padronizar” os exames clínicos de TC e otimizar a dose de radiação administrada por estes.

A União Europeia (UE), na Directiva 97/43 do tratado da Comunidade Europeia de Energia Atómica (EURATOM) de protecção contra as radiações ionizantes em exposições médicas, aponta para a necessidade de redução da dose de radiação em TC. É exigido que o exame radiológico seja apenas realizado em caso de uma indicação clínica justificável e, nesse caso, que a exposição do paciente à radiação seja limitada ao necessário para cumprir o objectivo clínico específico.

Também neste sentido, a publicação *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* emitida pela Comissão Europeia (CE) define o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) como uma ferramenta operacional na optimização da protecção dos pacientes para esta modalidade, sem o comprometimento

da qualidade da informação obtida e de modo a reflectir a prática de TC. São determinados com base no valor do terceiro quartil (percentil 75) de uma distribuição de valores referentes a duas grandezas dosimétricas que caracterizam a dose de radiação em TC ao nível de aquisição do corte e para um exame completo: Índice de Dose de Tomografia Computorizada ponderado ($CTDI_w$) e Produto Dose Comprimento (DLP), respectivamente.

Por sua vez, de acordo com a legislação Portuguesa em vigor (Decreto – Lei nº 180/2002), no âmbito das exposições radiológicas médicas, o titular da instalação radiológica deve ser responsável pelo estabelecimento de recomendações no que respeita à optimização das doses de radiação no paciente, assegurando que o nível da exposição médica está de acordo com os Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus, quando estes existem.

Assim, face a estas exigências legislativas e considerando o nível de exposição obtido pela técnica de Tomografia Computorizada, como caracterizar a prática de TC em Portugal? A resposta a esta pergunta constitui o objectivo do trabalho em causa que passa fundamentalmente por uma tentativa de:

- Estabelecer os Níveis de Referência de Diagnóstico para pacientes que se submetem a um dos exames clínicos mais frequentes em TC – exame de rotina de TC abdominal, de modo a averiguar o nível de exposição radiológica deste em Portugal, relativamente aos níveis de referência determinados pela C.E. e em relação a outros estudos semelhantes.
- Estimar o potencial risco biológico relacionado com o protocolo do exame clínico em questão e consequentemente o nível de dose nos órgãos.

Adicionalmente, tentou-se procurar correlações entre os principais parâmetros de exposição seleccionados e os valores de dose determinados.

Consequentemente, para uma melhor compreensão do estudo desenvolvido, a apresentação deste trabalho estrutura-se em seis capítulos. No primeiro capítulo é feita uma abordagem geral à técnica de Tomografia Computorizada por raios – X, através de aspectos descritivos do princípio de funcionamento, características de evolução e conceitos teóricos ligados à técnica. O capítulo dois apresenta as principais noções de Protecção Radiológica inerentes a este trabalho, procurando explicitar os princípios e grandezas de protecção contra as radiações e ainda, definir e aprofundar o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico. No capítulo três são essencialmente apresentados os descritores dosimétricas que constituem os Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada. A descrição dos materiais e metodologia de aquisição dos dados deste estudo é feita no quarto capítulo. No capítulo cinco são apresentados e discutidos os resultados obtidos, onde é feita uma análise estatística e comparativa dos mesmos, procurando interpretar, relacionar e comentar situações encontradas. Por último, o capítulo seis expõe as conclusões finais e ainda propostas para otimizar o trabalho em causa como uma eventual continuação do estudo realizado.

1. Tomografia Computorizada com Raios – X

1.1. Raios – X

Desde a sua descoberta por Wilhelm C. Rontgen, em 1895, que os raios - X têm sido utilizados para produzir imagens médicas. De facto, Roentgen deu aos raios - X o seu primeiro uso médico quando produziu a primeira imagem de raios - X da mão da sua esposa.

Os raios – X são uma forma de radiação electromagnética de elevada energia, caracterizados pela sua capacidade de penetrar na matéria com a qual interagem, excitando e ionizando os seus átomos.

Presentemente e de um modo geral, os raios – X usados para fins de diagnóstico médico são produzidos por bombardeamento de eléctrodos metálicos com feixes de electrões de elevada energia cinética. A ampola de raios – X possui no seu interior um filamento normalmente de tungsténio e um ânodo (também em geral de tungsténio). Este filamento, uma vez aquecido pela corrente de determinada intensidade que o atravessa, emite electrões por efeito termoiónico, que são acelerados através de uma diferença de potencial eléctrico aplicada entre o filamento e o ânodo que varia entre 20 kV a 150 kV [Lima, 2009]. Devido à acção de um dispositivo de focagem, estes electrões são dirigidos sobre uma área mínima do ânodo, designada foco, cedendo aí a sua energia cinética. Da colisão destas partículas carregadas com o material do foco resulta a libertação de energia: a maior parte sob a forma de calor e só uma pequena fracção é emitida como energia electromagnética X, com um espectro semelhante ao da curva 3 observado na Figura 1.

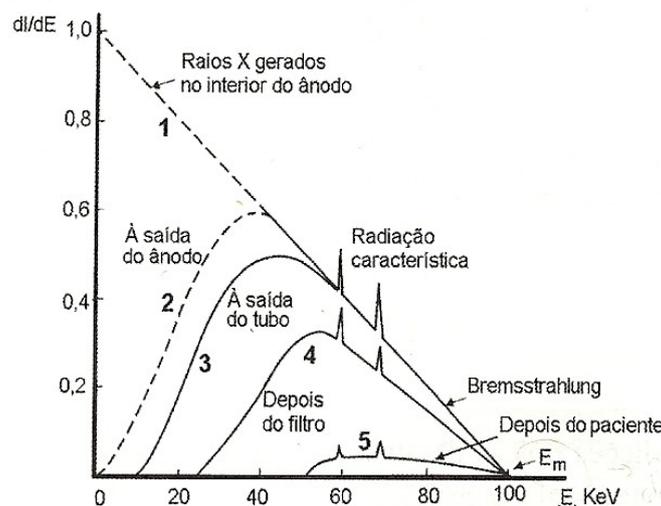


Figura 2 – Distribuição da energia emitida por uma ampola de raios X (dI/dE – intensidade do feixe por unidade de energia dos fótons; E_m – máxima energia dos fótons do feixe) [Lima, 2009].

Na Figura 1 estão esquematizados os espectros resultantes da distribuição da energia emitida por uma ampola de raios – X. A parte contínua do espectro deve-se à perda de energia cinética de electrões que passam próximo dos núcleos dos átomos do ânodo; é o

efeito de Bremsstrahlung ou radiação de travagem, em que a trajectória do electrão é deflectida. O espectro de energia dos fotões de Bremsstrahlung é uma recta decrescente a partir de um certo valor de energia e corresponde à situação da curva 1, no caso teórico de total ausência de filtragem. As curvas 2 e 3 mostram o espectro de energia à saída do ânodo de tungsténio e do tubo de raios – X, respectivamente, com filtragem por auto-absorção inerente ao ânodo e ao tubo. Na situação 4 é utilizada uma filtragem adicional de 2,5 mm de alumínio de modo a eliminar os fotões de baixas energias que interagem com o paciente e que apenas contribuem para a magnitude da dose neste e em nada para a imagem. Finalmente, na curva 5 é mostrado o espectro de energia emergente do paciente, depois da interacção dos fotões com este. Também os electrões acelerados dentro da âmpola podem colidir com os electrões das camadas mais internas dos átomos do ânodo, produzindo ionização ou excitação. No primeiro caso, um electrão da orbital do átomo é ejectado e no segundo caso, um electrão passa a ocupar um nível de energia mais elevado no átomo. Destes dois casos resultam átomos instáveis e um electrão de uma das camadas de maior energia passará a ocupar o espaço livre resultante da colisão, libertando-se um fotão. Este fotão é a radiação característica dos átomos do ânodo, ou seja, a parte discreta do espectro de raios – X.

É com base na interacção dos fotões de raios – X com os diversos tecidos biológicos, nos quais penetram, que a imagem médica por raios – X é obtida, possibilitando o estudo anatómico do corpo humano. Actualmente, este tipo de radiação é amplamente usado na prática clínica em diversas modalidades de imagem médica por diagnóstico, como por exemplo Radiografia convencional com raios – X, Fluoroscopia, Mamografia ou Tomografia Computorizada (TC).

1.2. A Tomografia Computorizada

A procura incessante de novas formas para evidenciar alterações morfológicas e estruturais, assim como a contínua melhoria na qualidade das informações fornecidas pelas modalidades de imagem médica, fizeram com que a Tomografia Computorizada (TC) emergisse como uma das mais importantes técnicas de imagem dos tempos modernos. Iniciada por Hounsfield e Cormack em 1972 é, indiscutivelmente, um dos métodos de diagnóstico por imagem, que pela sua implementação, crescente expansão, evolução nas suas capacidades e reconhecida utilidade, merece um destaque muito especial [Lima, 2009]. Desenvolvida com grande promessa de crescimento, a TC debateu-se com a possível substituição por outras técnicas de diagnóstico por imagem que não faziam uso de radiação ionizante, mas em vez disso, emergiu como uma sobrevivente e é hoje uma técnica de rotina em radiologia de diagnóstico [Tsapaki, 2007].

1.2.1. Princípios Operacionais

Um aparelho de TC é tipicamente composto por três componentes principais: a *gantry*, no interior da qual se encontram a ampola de raios – X e um anel de detectores de radiação; a mesa, onde o paciente é posicionado durante o exame e a qual se movimenta segundo o eixo z em direcção ao interior da *gantry*; e um computador que funciona como o sistema de unidade de controlo de funções da TC. Na Figura 2 encontram-se ilustrados os principais componentes de um equipamento de TC.

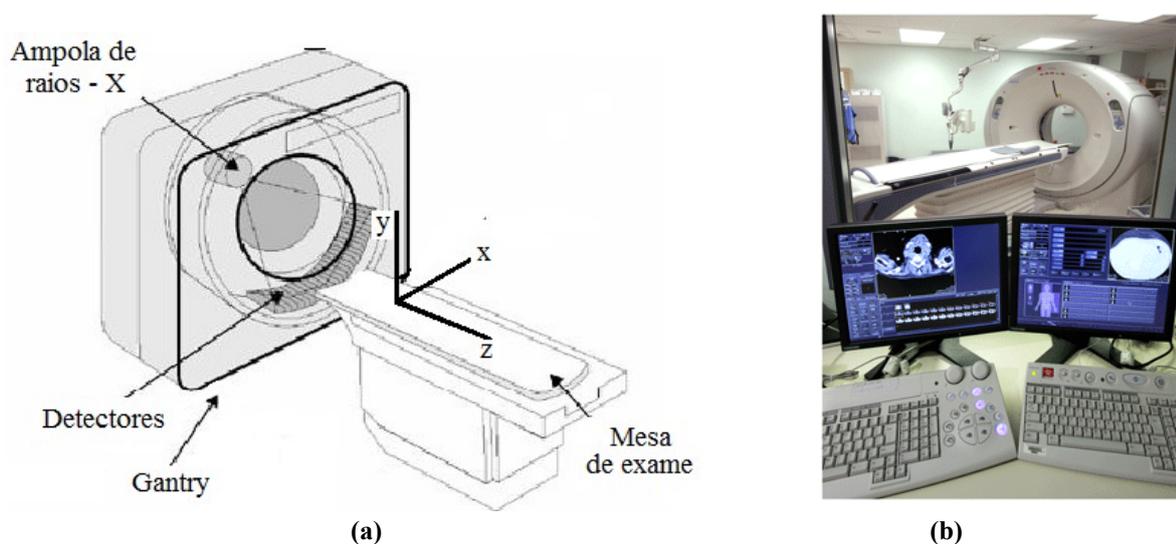


Figura 2 – (a) Ilustração do interior de uma *gantry*. Adaptado de [Ferreira, 2008]; (b) Típico equipamento de TC [Hopkins Bayview, 2008].

A técnica fundamenta-se no conceito básico de que é possível reconstruir a estrutura interna de um objecto a partir de múltiplas projecções do mesmo. O princípio geral da TC encontra-se exemplificado na Figura 3.

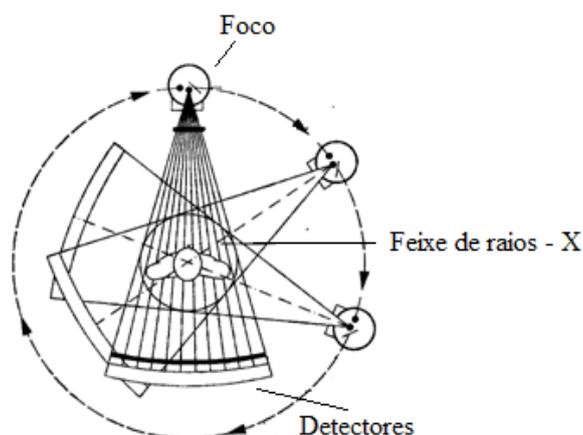


Figura 3 - Princípio de funcionamento do sistema da TC. Adaptado de [IEAE, 2010].

No interior da *gantry*, um fino feixe de raios – X é emitido e ao atravessar o material biológico é detectado no lado oposto por um detector, que vai medir a taxa de fótons transmitidos. É deste modo gerada uma projecção. O conjunto de raios X adquiridos com uma mesma orientação é designado por projecção [Bushberg, 2002]. Este procedimento é repetido ao longo de muitas posições angulares do tubo de raios – X em torno do paciente (360°) até obter-se a série de projecções desejadas. Os dados obtidos pelos detectores são reconstruídos digitalmente numa imagem que é efectivamente uma fatia do corpo do paciente. A imagem é dada pela distribuição dos fótons que atravessam o paciente e que posteriormente são detectados, sendo por isso uma projecção das propriedades atenuantes de todos os tecidos ao longo do trajecto dos raios - X [Weeb, 1996].

Assim, são criadas imagens quantitativas do coeficiente de atenuação linear em cada ponto da secção do corpo em estudo, permitindo a discriminação das diferentes estruturas anatómicas.

A imagem tomográfica representa uma matriz bidimensional, em que a cada elemento da matriz (pixel) é atribuído um valor numérico relacionado com o coeficiente de atenuação médio do respectivo elemento de volume do corte do objecto (voxel). Esta atenuação é expressa em unidades de TC ou unidades de Hounsfield (UTC), definida pela seguinte expressão:

$$N^{\circ} UTC = 1000 \cdot \frac{\mu_t - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad [\text{Lima, 2009}]$$

Onde μ_t é o coeficiente de atenuação médio do tecido t em relação ao da água, $\mu_{\text{água}}$, uma vez que esta é a principal componente do corpo humano [Smith, 2000].

A Figura 4 mostra a imagem resultante da atribuição do valor dos coeficientes de atenuação para diversos tecidos em UTC.

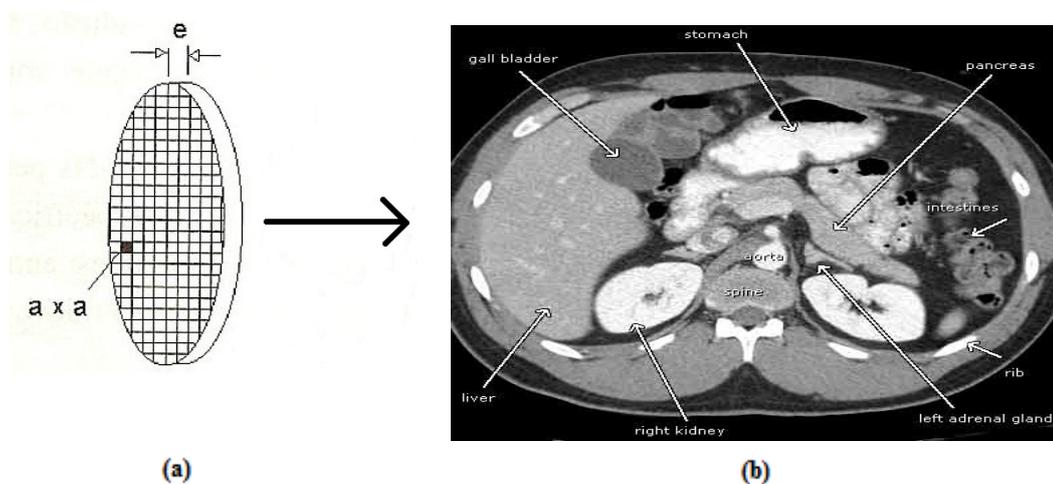


Figura 4 – (a) Voxels de volume axaxe e os pixéis de área axa num corte tomográfico [LIMA, 2009]; (b) Fatia da região abdominal evidenciando múltiplos órgãos normais [RadiologyInfo, 2010].

1.2.2. Estudo Tomográfico do Abdómen

Desde sempre, que a avaliação de lesões por trauma abdominal constitui um dos maiores desafios em diagnóstico médico, uma vez que estas podem não se manifestar clinicamente durante a avaliação inicial do paciente. A introdução da TC veio revolucionar a forma de “ver” dentro do abdómen ao fornecer informações detalhas sobre os vários órgãos e estruturas anatómicas. Tem sido relatada que a precisão no diagnóstico em trauma abdominal por TC tem atingido níveis tão altos como os 97% [Karthikeyan, 2007].

Actualmente, a TC constitui uma excelente técnica de imagem na identificação de lesões ou hematomas ao nível da parede abdominal, fígado, baço e rins ou outros órgãos internos em caso de trauma abdominal. É tipicamente utilizada para avaliar condições como infecções e inflamações abdominais dos órgãos internos tais como, abscessos, apendicite (inflamação da apêndice), pancreatite (inflamação do pâncreas), diverticulite (inflamação de invaginações no intestino grosso), cirrose hepática (ao nível do fígado), distúrbios e laceração do intestino delgado, causadores de dor abdominal [Karthikeyan, 2007]. Constitui também um guia em biopsias na identificação de massas abdominais anormais (tumores ou linfomas), verificando ser também muito sensível aquando de suspeitas de hemorragia dos órgãos internos; permite visualizar através da aplicação de agentes de contraste, anormalidades em estruturas vasculares, coágulos sanguíneos anormais e estreitamento ou obstrução dos vasos, como é o caso do aneurisma da aorta abdominal. A Figura 5 mostra um corte axial ao nível do fígado evidenciando múltiplas metástases (lesão tumoral).

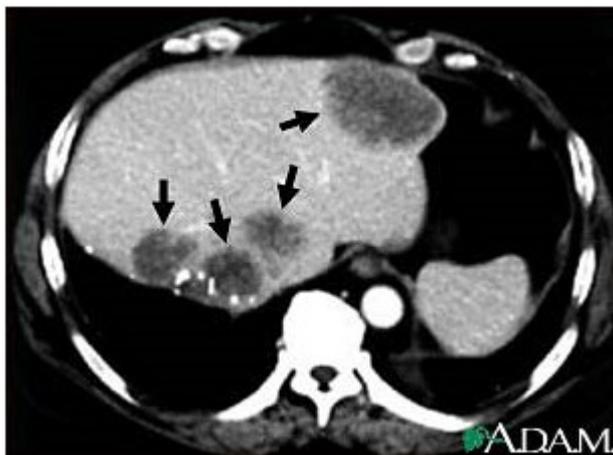


Figura 5 – TC abdominal evidenciando metáteses (setas pretas) ao nível do fígado [AllRefer Health, 2010].

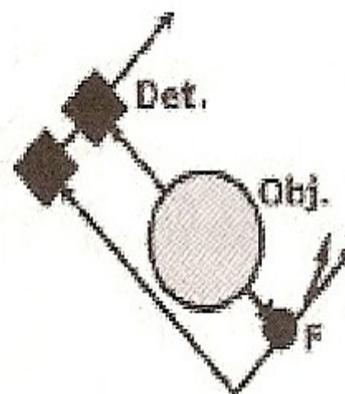
Contudo, apesar do grande avanço em diagnóstico abdominal conseguido pela TC, trata-se de um dos exames tomográficos com maior contribuição para a dose colectiva da população [Hart, 2002].

1.3. A evolução da Tomografia Computorizada

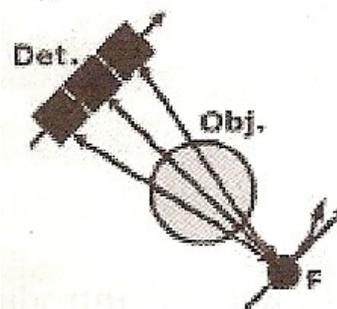
Inicialmente concebido para a realização de exames de cabeça, o primeiro tomógrafo de TC já permitia a diferenciação de hematomas, enfartes e tumores no tecido cerebral. O entusiasmo gerado à volta desta nova técnica foi unânime e a TC rapidamente cresceu de geração em geração (1ª, 2ª, 3ª, 4ª, 5ª, 6ª e 7ª) [Nagel, 2002]. Na Tabela 1 encontram-se algumas características até à 5ª geração, onde a aquisição dos dados era realizada exclusivamente corte a corte. Este tipo de varrimento é hoje designado convencional ou sequencial. Durante esta fase, as grandes evoluções nos Tomógrafos recaíram sobre o tipo de geometria da fonte, acoplamento e mecanismos de movimento do conjunto tubo de raios - X/detector.

Tabela 1- Descrições gerais das primeiras cinco gerações de TC: Det – Detector, Obj – Objecto e F – Fonte de raios - X [Lima, 2009].

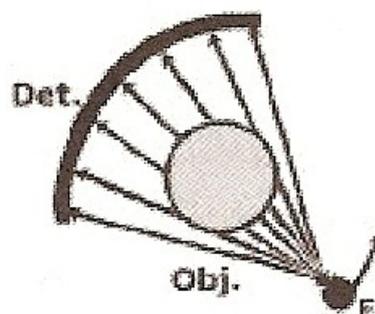
Os primeiros sistemas de TC propostos (1ª geração) eram designados de translação – rotação, cujos dois detectores existentes mediam a transmissão dos raios - X através do paciente para dois cortes diferentes. Com o sistema posicionado num dado ângulo, era emitido um feixe de raios - X de geometria paralela, cuja transmissão era medida pelo detector de cada corte. O conjunto de suporte do tubo de raios - X /detector único (para um só corte) iniciava então, um movimento de translação para obter uma projecção segundo uma dada direcção. Depois da aquisição efectuada, procedia-se à rotação do conjunto e iniciava novo movimento de translação em sentido contrário. Apesar do tempo demorado para obter as projecções, esta 1ª geração de tomógrafos apresentava como principal vantagem a geometria do feixe de raios - X; um raio que fosse disperso do feixe de raios - X não era medido pelo detector, resultando uma redução eficiente de radiação dispersa.



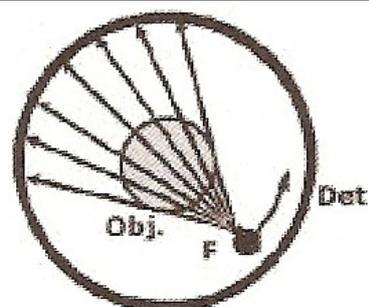
A introdução dos sistemas de TC de 2ª geração ofereceu a vantagem de tempos de aquisição inferiores aos da geração anterior e também uma maior utilização do feixe de raios – X: incluíam agora uma matriz linear de 30 detectores contíguos. O esquema de aquisição é ainda de translação – rotação, mas com uma geometria de feixe de raios – X *fan beam* (feixe em forma de leque). A grande desvantagem deste sistema é a maior probabilidade de detecção de radiação dispersa nas aquisições efectuadas devido ao maior número de detectores utilizados.



A grande evolução que marca a 3ª geração de sistemas de tomografia é a eliminação do movimento de translação, mantendo-se apenas o movimento de rotação do conjunto ampola/detector. Deste modo, é efectuada uma rotação de 360° em torno do paciente para a execução do corte. Neste sistema o número de detectores é significativamente incrementado e o ângulo do feixe de raios – X é alargado de modo a que o arranjo de detectores descreva um arco suficientemente grande para enquadrar totalmente o paciente [Bushberg, 2002]. A grande dificuldade desta geometria de aquisição está na grande exigência de estabilidade na resposta, isto é, no ganho de cada um dos detectores.



A 4ª geração de TC destinou-se sobretudo a ultrapassar as variações de resposta dos detectores de 3ª geração. Contém um arranjo circular de detectores que completa os 360° em torno do paciente, o que implica um número muito superior de detectores em relação às gerações anteriores. Este arranjo circular de detectores está estacionário e apenas o tubo de raios – X se move.



A tomografia de feixe de electrões ou a 5ª geração de sistemas de TC foi desenvolvida com o propósito de obter imagens cardíacas, sem perda de qualidade como resultado de movimentos. A principal diferença entre este dispositivo e os sistemas convencionais de 4ª geração é a ausência de movimento de partes mecânicas: em vez de uma ampola de raios – X rotativa (a *gantry* é estática), utiliza-se um alvo de tungsténio, em forma de arco, que rodeia o paciente e fica numa posição oposta aos detectores. Quando um feixe de electrões é produzido, é guiado por estruturas até chocar com o ânodo anelar de tungsténio, onde são produzidos os raios – X utilizados na aquisição de imagens.

1.3.1. TC Helicoidal

No início dos anos 90 foi incorporada nos sistemas de Tomografia Computorizada de 3º e 4º geração a tecnologia de *slip ring* (em português, anéis deslizantes) que consiste em contactos circulares com escovas de deslizamento na parte electrónica da máquina. O uso desta tecnologia veio trazer vantagens em relação às gerações anteriores: nesta nova versão da TC a mesa move-se com velocidade de translação constante através da abertura da *gantry*, acoplada a um movimento de rotação contínuo da fonte de raios – X em torno do paciente. Esta associação de movimentos permite uma aquisição volumétrica da informação através de projecções axiais cujas sucessivas direcções definem, a uma distância constante do eixo, no espaço, uma espiral com eixo coincidente com o do próprio sistema [Lima, 2009]. Este modo particular de varrimento designa-se de TC helicoidal, espiral ou volumétrica e é a 6ª geração da TC. O seu princípio de funcionamento é exemplificado na Figura 6.

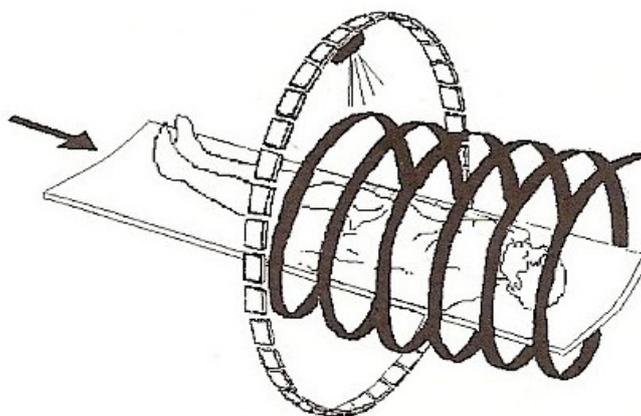


Figura 6 – Efeito da soma dos dois movimentos: a ampola de raios X viaja em trajetória helicoidal em torno do paciente [Lima, 2009].

No que respeita às capacidades da técnica, a aquisição helicoidal veio permitir uma redução da duração do tempo de exame. Isto deve-se ao facto de a aquisição ser efectuada de forma contínua, sem paragens para o reajuste posicional da mesa, permitindo a cobertura de maiores regiões anatómicas em menos tempo; por exemplo, são necessários 30 s para a aquisição completa do abdómen [Bushberg, 2002]. Assim, o uso de produtos de contraste pode ser melhor rentabilizado. Também a capacidade de reconstrução de cortes sobrepostos, permite otimizar significativamente a discriminação de pequenas lesões que poderiam passar despercebidas utilizando a modalidade convencional e, artefactos resultantes de pequenos movimentos respiratórios e cardíacos do paciente podem ser corrigidos.

Além disso, a modalidade helicoidal veio proporcionar a possibilidade de uma redução da exposição à radiação do paciente. Tal é possível devido à selecção de um parâmetro do sistema helicoidal, denominado passo (em inglês *pitch*) e definido pela relação entre

o deslocamento da mesa por rotação completa do tubo (TF) (mm) e a espessura nominal do corte h (mm):

$$p = \frac{TF}{h} \quad [\text{Nagel, 2002}]$$

Quando o passo é menor que 1, significa que o deslocamento da mesa é menor que a espessura do corte; este arranjo reduz o risco de perda de diagnóstico para pequenas estruturas relevantes, mas só é conseguido à custa de um aumento de dose local. Pelo contrário, quando o passo é maior que 1 é possível reduzir a exposição do paciente visto que para percorrer a mesma distância de corte é necessário um menor número de rotações do tubo (ver Figura 7).

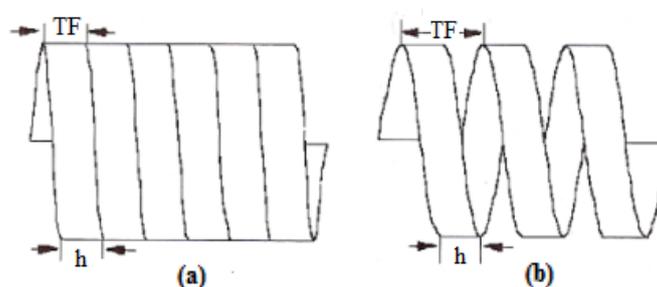


Figura 7 – Relação entre o deslocamento da mesa por rotação do tubo (TF) e espessura de corte (h) para (a) passo = 1 e (b) passo = 2. Adaptado de [Lima, 2009].

1.3.2. TC Multicorte

Os sistemas de TC multicorte ou TC multidetector – 7ª geração – são sistemas que utilizam, na aquisição das imagens, múltiplas filas de pequenos elementos de detectores, colocadas paralelamente entre si, segundo o eixo do sistema z . Na Figura 8 observa-se a diferença entre um sistema de TC com uma única fila de detectores e multidetectores. A aquisição pode ser feita de modo sequencial ou em modo helicoidal, sendo esta última maioritariamente utilizada. A principal vantagem destes scanners é a utilização mais eficiente da radiação produzida pelo tubo de raios - X através da realização de mais de um corte em simultâneo numa única rotação da ampola [Nagel, 2002].

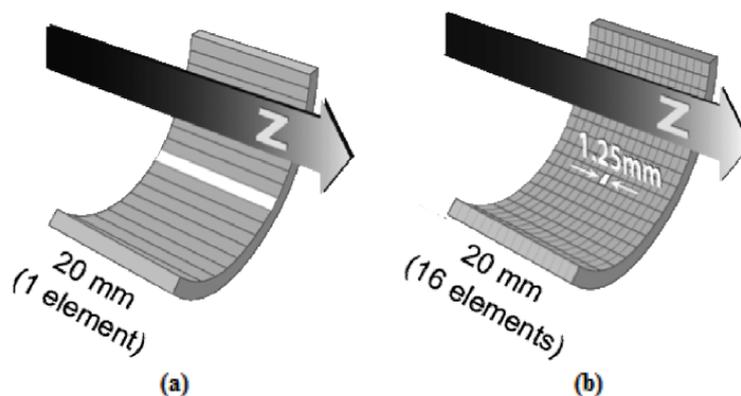


Figura 8 – (a) Sistema de TC com uma única fila de detectores ao longo do eixo z do sistema (a largura do detector é de 20 mm relativamente ao centro da gantry); (b) Sistema de TC com 16 filas de elementos de detectores, cada um com 1,25 mm de largura individual, ao longo do eixo z do sistema [AAPM, 2008].

Nos Tomógrafos de corte único, a espessura de corte a adquirir é determinada pelas dimensões e geometria do foco, ou seja, pela abertura dos colimadores (largura do feixe de raios – X) a usar segundo o eixo do sistema. Com a introdução dos sistemas de múltiplos detectores, um novo parâmetro na definição da espessura de corte a adquirir deve ser considerado: a largura total de aquisição do detector ou colimação total da matriz do detector, que representa a largura, segundo o eixo z, das filas de elementos de detectores activas na aquisição de cada corte [Lima, 2009].

O esquema da matriz de multidetectores da Figura 9, por exemplo, é constituído por 16 filas de detectores, cada uma com 0,75 mm de largura, e por 8 filas de largura maior (1,5 mm cada). Tal significa que, durante a aquisição dos cortes, o design deste detector permite efectuar simultaneamente 16 cortes, cada um com 0,75 mm de espessura ou 16 cortes de espessura 1,5 mm; desta forma, diferentes espessuras de corte podem ser conseguidas através da configuração e combinação electrónica de diversas filas de detectores (neste caso pela combinação em pares das filas de 0,75 mm de largura).

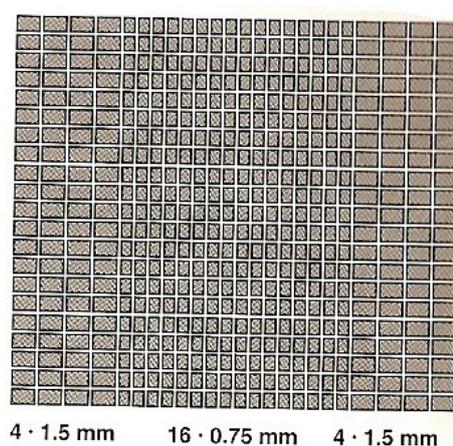


Figura 9 – Exemplo de uma matriz de multidetectores para a aquisição simultânea de 16 cortes com 0,75 mm e 1,5 mm de espessura [Nagel, 2002].

Com a introdução destes sistemas o conceito de passo é agora definido pela relação entre o deslocamento da mesa por rotação completa do tubo (TF) (mm) e a colimação total da matriz do detector ($N \cdot h$) [ProKop, 2003]:

$$p = \frac{TF}{N \cdot h} \quad [\text{Nagel, 2002}]$$

Onde N representa o número de filas de detectores activas ou o número de cortes simultaneamente adquiridos de espessura nominal h .

As vantagens clínicas desta tecnologia de detectores vieram superar aquelas do sistema de helicoidal de um único corte. O tempo necessário para o varrimento de um certo volume pode ser bastante mais reduzido (aumento da velocidade de rotação do conjunto tubo de raios – X/detectores). O facto de se efectuarem aquisições mais rápidas reduz artefactos que possam ser provocados pelos movimentos involuntários do paciente e possibilita a avaliação de regiões do corpo mais extensas. Ao fornecer um maior número de cortes, em particular, de espessura mais fina, veio oferecer a possibilidade de visualização isotrópica, isto é, obtenção de um conjunto dados com a mesma resolução espacial em todos os pontos do volume em estudo. Também de salientar que a capacidade de reconstruir imagens com espessura de corte independente da informação recolhida e efectuar estudos utilizando reconstrução 3D, associado aos outros factores, possibilitam uma melhor qualidade de imagem.

2. Exposição à Radiação em Tomografia Computorizada

O Homem, desde sempre, tem estado exposto a pequenas quantidades de radiação natural, provenientes de materiais radioactivos presentes em poucas quantidades no solo, nos edifícios em que vivemos e alimentos que ingerimos, no nosso próprio corpo, e ainda das radiações do espaço (raios cósmicos). De acordo com a United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), a exposição média mundial da população a fontes de radiação natural (excluindo a radioactividade tecnologicamente aumentada) é estimada em 2,4 *mSv* por ano, podendo variar entre 1 a 10 *mSv* por ano [UNSCEAR, 2000].

Para poder compreender a diferença na dose de radiação entre os diferentes procedimentos radiológicos é essencial saber a dose administrada ao paciente. Segundo a International Atomic Energy Agency (IAEA), a dose efectiva proveniente de um exame de TC pode variar aproximadamente entre 2 a 20 *mSv*, que é o mesmo do que uma pessoa receber radiação natural em um a oito anos [IAEA, 2010]. Ou ainda, um exame de TC abdominal com uma dose de 8 *mSv* corresponde a cerca de 11 radiografias convencionais ao abdómen (assumindo uma dose de 0,7 *mSv* por radiografia) e cerca de 3 a 4 anos de radiação natural [Tsapaki, 2010].

Uma estimativa da contribuição da TC para a exposição à radiação dos pacientes, comparativamente a outros exames médicos de raios – X, encontra-se na Figura 10 com base em dados da publicação 2000 da UNSCEAR.

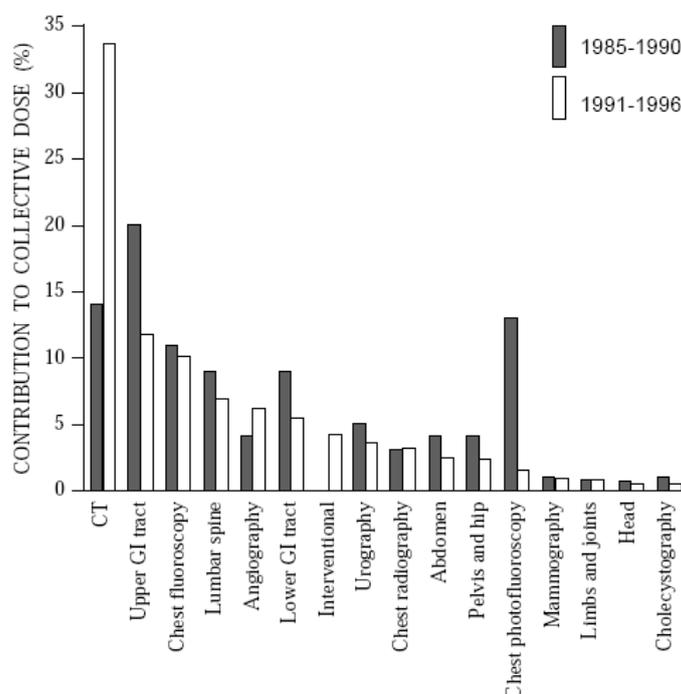


Figura 10 – Contribuição percentual, por tipo de exame, para a dose efectiva global de exames médicos de raios – X: comparação entre os anos de 1985 – 1990 e 1991 – 1996 [UNSCEAR, 2000].

A análise do gráfico evidencia a larga contribuição da técnica TC para a exposição à radiação comparativamente com outras técnicas médicas de raios – X, o que nos leva a crer que a Tomografia Computorizada é assim, uma técnica associada a elevadas doses de radiação.

No Reino Unido, por exemplo, estimou-se em 1989 que a TC contabilizava 2% do total nacional de todos os exames de raios – X, contribuindo para uma percentagem de dose colectiva de 20% para a dose total dos exames médicos de raios – X; uma nova análise em 1997 sugere que este valor tenha aumentado para cerca de 40% [UNSCEAR, 2000]. Um estudo semelhante realizado na Alemanha em 1990 – 1992 sugeria que a TC contava cerca de 4% dos exames de raios – X realizados, contribuindo para uma dose colectiva de 35% [Nagel, 2002]. O facto de uma pequena fracção de exames de raios – X poder contribuir de forma tão grande para a dose na população é um dado preocupante.

2.1. Princípios de Protecção Radiológica

Perante o quadro acima descrito, a devida atenção deve ser prestada à prevenção dos riscos que advêm de uma exposição à radiação desnecessária, pelo que o tratado que institui a Comunidade Europeia de Energia Atómica (EURATOM) adoptou a Directiva nº 97/43/EURATOM, do Conselho de Ministros da União Europeia (UE), em 1997, relativa à protecção da saúde dos indivíduos contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, em particular de pacientes no contexto de um diagnóstico ou tratamento médico. Esta Directiva tem como suporte dois grandes princípios de protecção radiológica – justificação e optimização – recomendados pela International Commission on Radiological Protection (ICRP) que devem ser cuidadosamente considerados aquando de uma situação de exposição a uma fonte artificial e controlável de radiação ionizante. Como é exigido aos Estados – Membros que promovem a fixação e a utilização destas normas, em Portugal, esta Directiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno através do Decreto – Lei nº 180 / 2002. Destacam-se os seguintes artigos:

- Artigo 12º - Justificação da exposição individual

Número 1 – Nenhuma pessoa pode ser submetida a uma exposição radiológica médica, diagnóstica ou terapeuta, a não ser que a mesma tenha sido justificada por um médico responsável tendo em conta o benefício potencial directo para a saúde do indivíduo ou para a sociedade em comparação com o detrimento que essa exposição possa causar e a eficácia, os benefícios e os riscos das técnicas alternativas disponíveis com o mesmo objectivo mas que envolvam menos ou nenhuma exposição a radiações ionizantes.

Esta assumpção é baseada no pressuposto de que qualquer radiação, por mais pequena que seja, acarreta consigo um determinado nível de risco que é proporcional ao nível de exposição a que o paciente é submetido e que deve render um benefício suficiente para justificar os riscos incorridos dessa exposição, caso contrário a prática não é justificada.

- Artigo 13º - Optimização

Número 1 – O médico responsável pela exposição radiológica e o técnico que a executa devem assegurar-se de que todas as doses devidas a exposições para fins radiológicos são mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, tendo em conta as informações de diagnóstico pretendidas.

Este princípio, conhecido como o princípio de ALARA (do inglês *As Low As Reasonably Achievable*), significa que, sendo a prática justificada, o nível de protecção aplicado ao paciente deve ser o melhor de forma a maximizar a margem de benefício sobre o nível de detrimento causado, prevenindo a ocorrência de efeitos determinísticos e a redução da incidência de efeitos estocásticos, mas sendo o suficiente para obter as informações de diagnóstico necessárias. Entenda-se por efeitos determinísticos aqueles em que a gravidade depende da dose de radiação (ex: queimaduras na pele), podendo ocorrer quando um limiar de dose é ultrapassado; são causados pela diminuição ou perda da função de um órgão devido à morte de células. Por efeitos estocásticos são designados aqueles cujo risco é a longo prazo, resultando de mutações provocadas pela radiação em células que mantêm a sua capacidade de divisão celular (ex: cancro). O princípio de ALARA deve ter em consideração factores económicos e sociais aplicáveis, não pretendendo diminuir a dose a todo o custo, mas estabelecer um nível de dose abaixo do qual o risco é considerado aceitável.

Deste modo, e no pressuposto que de um exame de TC acarreta um risco associado à exposição de radiação, é exigida justificação e optimização dessa necessidade de exposição.

2.2. Níveis de Referência de Diagnóstico

A fim de evitar diferenças nos resultados deste processo de optimização, deve haver restrições nas doses, aos indivíduos, para uma determinada fonte [ICRP, 2007]. Ou seja, é necessário estabelecer indicadores quantitativos sobre o valor das doses administradas. O propósito destes indicadores é avaliar o desempenho da prática médica e permitir uma comparação entre diferentes técnicas de exame como um meio prático de promover estratégias de optimização de protecção do paciente. De modo a atingir este objectivo, em particular para a TC, estas quantidades devem ser expressas em grandezas que:

- Forneçam uma indicação significativa ao operador da exposição do paciente à radiação, tendo em conta os detalhes da técnica de TC utilizada em cada exame por cada instituição;
- Sejam aplicáveis a todos os tipos de tomógrafos;
- Sejam bem definidas e facilmente mensuráveis a fim de incentivar a sua utilização generalizada;

- Devem ser consideradas em simultâneo com a produção de imagens com qualidade aceitável para uma determinada região anatómica.

Estes indicadores de dose, aplicados às técnicas de imagem por diagnóstico médico, são definidos como Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD). Orientações sobre os NRD foram disponibilizadas pela Comissão Europeia (CE) na publicação *Radiation Protection 109*. No contexto do processo de optimização, este conceito foi introduzido na Directiva nº 97/43/EURATOM. Tem como definição:

Níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico ou, no caso de produtos radiofármacos, níveis de actividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos – padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica [97/43/EURATOM, 1997].

Também esta Directiva solicitou que cada Estado Membro da UE determinasse os seus próprios NRD ou adoptasse aqueles estabelecidos pela CE. Em Portugal, este conceito é adoptado no Decreto – Lei nº 180 / 2002; contudo, o valor empírico dos NRD, em particular na TC, não é ainda contemplada a nível nacional, pelo que os valores de referência a considerar são os NRD europeus estabelecidos pela CE no documento *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* [EUR 16262 EN, 1999]. Estes foram obtidos para um conjunto seleccionado de exames mais comuns e representam níveis de investigação quantitativos que promovem a identificação de práticas potencialmente inadequadas em TC, onde uma redução da dose é mais urgente. São expressos em dois parâmetros que procuram caracterizar a dose administrada por esta técnica: Índice de Dose em Tomografia Computorizada e Produto Dose Comprimento (ver capítulo 3).

O conceito de NRD deriva de um estudo conduzido no Reino Unido realizado a nível nacional, em que o valor do Nível de Referência de Diagnóstico nacional era baseado no valor do terceiro quartil de uma distribuição de doses médias obtidas para uma amostra de pacientes de várias instalações representativa da realidade do país [EUR 16262 EN, 1999]. A escolha do terceiro quartil foi tida em consideração de modo a representar 25% dos indicadores de dose locais que estivessem acima do NRD nacional, considerando-se que nessas situações o processo de protecção do paciente não estava totalmente optimizado. Nestas situações, é exigido uma investigação mais urgente dessas práticas locais, pois é dever do responsável a conformidade das exposições com os níveis de referência para exames de radiodiagnóstico, se for o caso, tendo em consideração os níveis de referência de diagnóstico europeus, quando existentes [Artigo 10º - Deveres do titular, Decreto – Lei nº 180 / 2002].

Os NRD não pretendem ser um limite de dose, não devendo ser aplicados apenas a um único indivíduo. São, essencialmente, guias na fronteira entre práticas optimizadas e não optimizadas, estabelecidos para um grupo de pacientes, devendo ser por isso flexíveis. Exceder este nível não significa que um exame é executado inadequadamente

e o cumprimento desse nível nem sempre é sinónimo de uma boa prática; devem ser aplicados de modo a permitir doses mais elevadas, quando há indicação clínica justificada, e a redução abaixo deste limiar deve ser sempre conseguida sem comprometer a qualidade da imagem e diagnóstico.

O objectivo no uso dos NRD em Tomografia Computorizada é portanto, controlar o nível de optimização dos procedimentos utilizados nesta técnica e garantir que a exposição é mantida a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível.

2.3. Grandezas em Protecção Radiológica

Grandezas dosimétricas fundamentais de protecção radiológica foram adoptadas pelo International Commission on Radiological Protection (ICRP) baseadas em medições da energia da radiação ionizante depositada nos órgãos e tecidos biológicos.

A deposição de energia na matéria por um feixe de raios – X é um processo que ocorre em duas fases: na primeira fase, uma fracção da energia dos fotões é transferida para as partículas secundárias em determinados pontos de interacção dos fotões; na segunda fase, estas partículas secundárias transferem a energia ao meio circundante, através de processos de excitação atómica e de ionização. Neste contexto é importante definir duas grandezas físicas básicas: kerma e dose absorvida.

O objectivo da protecção radiológica é fornecer conceitos para a especificação e determinação de uma quantidade de radiação ionizante que seja quantitativamente relacionada com um particular efeito produzido num sistema biológico. É portanto importante considerar as grandezas que permitem caracterizar e avaliar o efeito da exposição dos seres humanos à radiação ionizante: dose equivalente e dose efectiva.

2.3.1. kerma

A kerma, K , do inglês Kinetic Energy Released in Material, representa a energia transferida para o meio na primeira fase de interacção do feixe, num dado ponto de interesse P . É definido por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad [\text{ICRP, 2007}]$$

Onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todos os electrões secundários produzidos pelo feixe incidente, no interior do elemento de volume, por unidade de massa de matéria dm . A kerma é expressa em unidades do S.I. por J/kg , a qual é denominada por *gray* (Gy) e caracteriza a primeira fase do processo de deposição de energia na matéria.

2.3.2. Dose absorvida

A dose absorvida, D , é a quantidade física fundamental em protecção radiológica [ICRP, 2007]. Descreve a segunda fase do processo de deposição de energia na matéria e expressa-se pela seguinte relação:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [Gy] \quad \text{[ICRP, 2007]}$$

Onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante no interior dum elemento de volume, por unidade de massa da matéria dm desse elemento de volume, em qualquer ponto P . A sua unidade no S.I. é o J/kg , a qual é denominada por *gray* (Gy).

2.3.3. Dose equivalente

A dose equivalente, H_T , num órgão ou tecido T , representa a soma das doses médias absorvidas num órgão ou tecido multiplicadas pelos factores de ponderação das diferentes radiações envolvidas. É definida por:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad [Sv] \quad \text{[ICRP, 2007]}$$

Onde $D_{T,R}$ é a dose média absorvida no volume do órgão ou tecido, T , ou ainda numa região específica do corpo, devido à radiação do tipo R ; w_R é o factor de ponderação da radiação R que depende do tipo e energia da radiação incidente no corpo. A unidade S.I. da dose equivalente é J/kg , designada de *Sievert* (Sv).

Os valores dos factores de ponderação da radiação foram definidos com base na eficácia biológica relativa (EBR) das diferentes radiações [ICRP, 2007]. Por eficácia biológica relativa, entenda-se a capacidade de uma dada radiação induzir alterações biológicas quando comparada com uma radiação padrão. No caso particular da radiação X , utilizada em TC, w_R toma o valor de 1.

2.3.4. Dose efectiva

Para estimar o risco potencial resultante de uma situação de exposição de diversos órgãos ou tecidos à radiação ionizante, a ICRP introduziu o conceito de dose efectiva, E , que tem em consideração as diferentes radiosensibilidades dos órgãos ou tecidos expostos. É definida como a soma das doses equivalentes, H_T , ponderadas para todos os órgãos e tecidos do corpo:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [Sv] \quad \text{[ICRP, 2007]}$$

Onde w_T é o factor de ponderação tecidual do órgão ou tecido T . A unidade de dose efectiva é o *Sievert* (Sv). Em radiodiagnóstico as unidades são da ordem dos *milisievert* (mSv).

Os factores de ponderação do órgão ou tecido contabilizam o detrimento para efeitos estocásticos referentes a cada órgão ou tecido, como fracção do detrimento total para uma irradiação uniforme do corpo inteiro [Lima, 2009]. A soma de todos estes factores de ponderação é igual a 1.

O ICRP efectuou, em 2007, (publicação 103) uma revisão dos factores de ponderação tecidual que tinham sido recomendados em 1991 (publicação 60). Estes valores são determinados com base em estudos epidemiológicos sobre a indução de cancro em populações expostas e na avaliação dos riscos para efeitos hereditários [ICRP, 2007]. Encontram-se na Tabela 2 e aplicam-se a todos os grupos etários e ambos os géneros.

Tabela 2 – Factores de ponderação tecidual propostos pela publicação 60 e 103 do ICRP. Adaptado de [ICRP, 2007].

Órgão/Tecidos	Factor de ponderação tecidual, w_T	
	ICRP 60	ICRP 130
Superfície Óssea	0,01	0,01
Bexiga	0,05	0,04
Mama	0,05	0,12
Cólon	0,12	0,12
Gónodas	0,20	0,08
Fígado	0,05	0,04
Pulmão	0,12	0,12
Esófago	0,05	0,04
Medula Óssea	0,12	0,12
Pele	0,01	0,01
Estômago	0,12	0,12
Tiróide	0,05	0,04
Cérebro	-----	0,01
Glândulas Salivares	-----	0,01
Restantes	0,05	0,12

3. Descritores de Dose em Tomografia Computorizada

A distribuição de dose em Tomografia Computorizada difere grandemente da que ocorre nos exames convencionais de diagnóstico com raios – X.

Na radiologia convencional, apenas uma projecção de feixe único de raios – X é necessária de forma a obter-se a imagem, observando-se por isso, uma redução contínua da dose desde o seu ponto de entrada até ao seu ponto de saída. No caso da TC, a dose é mais uniformemente distribuída no plano do corte tomográfico, devido à geometria rotacional da fonte, em que o paciente é igualmente irradiado em todas as direcções durante a rotação completa do tubo de raios X. Desta forma, a dose é mais concentrada no centro da rotação do que na radiologia convencional. Tal está esquematizado na Figura 11.

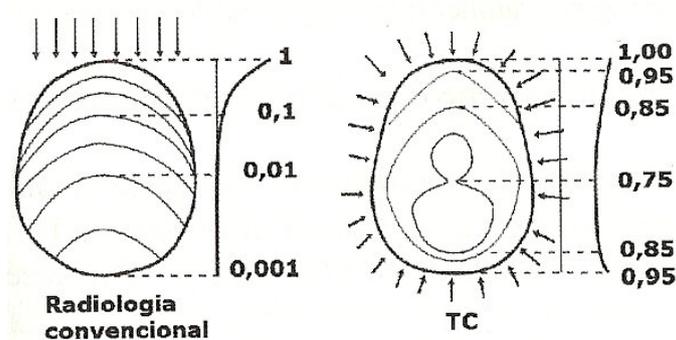


Figura 11 – Distribuição de dose em exames de Radiologia Convencional e Tomografia Computorizada (TC) [Lima, 2009].

Outra diferença fundamental está no facto da irradiação em TC ocorrer para cortes transversais de apenas alguns milímetros de espessura, pelo que a energia da radiação não está apenas confinada à espessura do corte tomográfico, mas também às vizinhanças deste. Este fenómeno é causado, principalmente, pela radiação dispersa produzida no plano do corte irradiado. A Figura 12 mostra o perfil de uma curva de dose, isto é, o perfil da variação de dose recebida pelo paciente segundo a direcção do eixo do sistema tomográfico para um corte com 10 mm de espessura, em que as caudas do perfil da curva (radiação dispersa) contribuem de forma significativa para o valor de dose medido neste corte [Nagel, 2002].

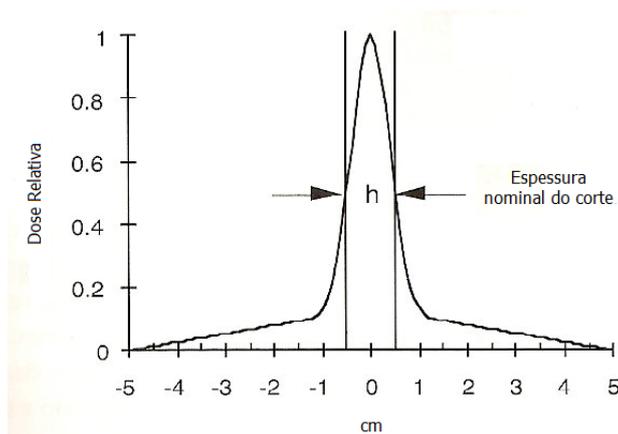


Figura 12 – Perfil de curva de dose para um corte de espessura nominal $h = 10 \text{ mm}$. Adaptado de [Nagel, 2002].

Deste modo e para melhor descrever e caracterizar a liberação de energia nos tecidos em TC, foram introduzidas e adoptadas novas grandezas domisétricas que procuram otimizar a dose em TC e que se tornaram parte do controlo de qualidade destes sistemas.

3.1. Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

O CTDI, do inglês, Computed Tomography Dose Index, é o principal indicador de dose em TC, fornecendo um valor padrão (“índice”) sobre a magnitude da dose recebida pelos pacientes em condições específicas de operação e em função do tipo de Tomógrafo.

A Figura 13 ilustra o significado deste conceito: CTDI é o equivalente ao valor de dose, integrado num corte irradiado, que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida fosse totalmente concentrado num perfil de largura igual à espessura de corte nominal h [Nagel, 2002]. De acordo com este significado, todas as contribuições de dose fora da espessura nominal do corte, isto é, as áreas sob as caudas do perfil de dose, são adicionadas à área dentro do corte.

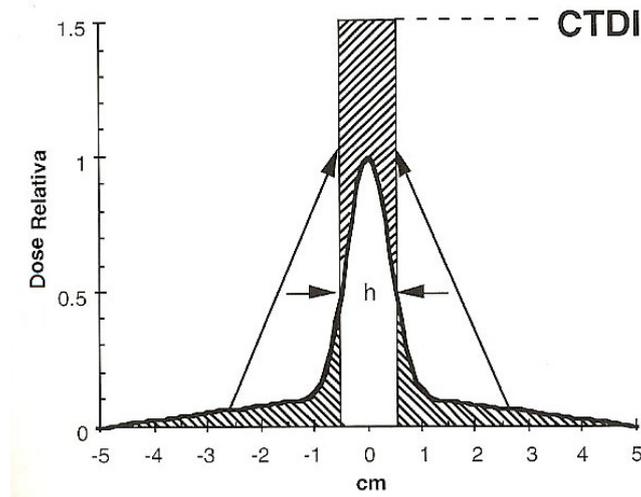


Figura 13 – Ilustração do conceito Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI). Adaptado de [Nagel, 2002].

Matematicamente e segundo as *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, o CTDI é definido como o integral do perfil de dose $D(z)$, para um só corte, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z do tomógrafo, dividido pela espessura nominal de corte h adquirido:

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad [EUR 16262 EN, 1999]$$

A correspondente definição matemática de CTDI descreve portanto, a soma de todas as contribuições de dose, para um único corte, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z do tomógrafo. É determinado em modo sequencial, para uma rotação da axial da ampola de raios – X, com a mesa estacionária [AAPM, 2008]. A sua unidade é o *gray* (Gy). Em radiodiagnóstico as unidades são da ordem dos *miligray* (mGy).

No entanto, com a introdução dos sistemas de TC multi-detector (multi-corte), vários cortes ou secções tomográficas podem ser adquiridos numa única rotação do tubo de raios – X, pelo que a expressão matemática acima deve ser reformulada:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad [AAPM, 2008]$$

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

- **CTDI_{FDA}**

De forma a padronizar a técnica de medição do CTDI, a U.S. Food and Drug Administration (FDA) introduziu os limites de integração $\pm 7h$, onde h representa a espessura nominal de corte adquirido:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-7h}^{+7h} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad [AAPM, 2008]$$

Este valor de CTDI restringe a soma de todas as contribuições de dose num intervalo de ± 7 cortes para cada lado do corte irradiado, isto é, numa extensão igual a 14 vezes a espessura nominal do corte. No entanto, esta medição é efectuada numa extensão dependente da espessura nominal do corte, o que para cortes de espessura mais fina pode provocar um subestimar da dose [Nagel, 2002]. No entanto, é ainda amplamente utilizada como requisito essencial nos Estados Unidos pelos fabricantes de TC que são obrigados a relatar os valores de CTDI de acordo com esta definição para todos os modos de operação.

- **CTDI₁₀₀**

De forma a evitar o problema anterior, um comprimento fixo de integração de 100 mm foi estabelecido; o CTDI é convenientemente medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis com um comprimento fixo de 100 mm e volume activo de 3 cm³. A grandeza assim medida é designada por CTDI₁₀₀, e deve ser expressa em termos de dose absorvida no ar:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad [AAPM, 2008]$$

A medição do CTDI pode ser realizada de duas formas:

1. No ar, CTDI_{100,ar}, com a câmara de ionização colocada no centro e paralelamente ao eixo de rotação do tomógrafo. A medição do CTDI no ar está associada à realização de testes de desempenho e de constância particulares a cada equipamento de TC, sendo actualmente, a única grandeza dosimétrica que permite o uso de coeficientes de conversão relevantes para o cálculo da dose nos órgãos e da dose efectiva [Nagel, 2002]. É por isso um importante parâmetro de *input*.
2. No centro, CTDI_{100,c}, e na periferia, CTDI_{100,p}, dos dois fantomas de dosimetria utilizados em TC (um para a cabeça de 16 cm de diâmetro e outro para o corpo de 32 cm de diâmetro).

- **CTDI_w**

Assumindo que o CTDI decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor da dose de radiação média absorvida é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado, CTDI_w (weighted CTDI):

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad [Gy] \quad [EUR 16262 EN, 1999]$$

Onde o CTDI_{100,c} é o valor medido no centro do fantoma e CTDI_{100,p} representa a média aritmética das medidas efectuadas nas quatro posições da periferia do fantoma. Foi recomendado pela International Electrotechnical Commission (IEC) que os valores de CTDI_w devam ser exibidos na consola do operador da TC, reflectindo assim os parâmetros de operação seleccionados [EUR 16262 EN, 1999]. Actualmente, esta grandeza expressa o Nível de Referência de Diagnóstico que reflecte a dose de radiação absorvida ao nível do corte adquirido.

O valor de CTDI_w pode ser normalizado à unidade de exposição radiográfica, isto é, ao produto da corrente anódica pelo tempo de rotação (*mAs*) utilizados nos parâmetros de aquisição do exame. Define-se assim, o CTDI_w normalizado:

$${}_n CTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \quad [Gy/mAs] \quad [EUR 16262 EN, 1999]$$

O CTDI_w normalizado é uma quantidade característica do tomógrafo de TC, isto é, uma espécie de débito de dose que apenas representa a capacidade do tomógrafo em termos de “output” (produção de radiação) e que não traduz qualquer informação sobre a dose de radiação fornecida ao paciente [Nagel, 2002].

- **CTDI_{VOL}**

Com o aparecimento da modalidade helicoidal em TC foi introduzido um novo conceito de CTDI que tem em conta variações ocorridas entre feixes de raios – X resultantes de consecutivas rotações da fonte, definido como Volume CTDI (CTDI_{VOL}):

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_w \quad [Gy] \quad [AAPM, 2008]$$

Onde *p* representa o passo do sistema.

O CTDI_{VOL} é o CTDI_w corrigido pelo passo. Enquanto este último representa a dose de radiação média absorvida tendo em conta as direcções x e y do plano de rotação Tomógrafo, o CTDI_{VOL} representa a dose de radiação média dentro do volume irradiado

nas direcções x, y e z, tendo em conta informações específicas de protocolo como o passo.

3.2. Valor médio da dose para múltiplos disparos (MSAD)

Geralmente um exame de TC envolve uma série de rotações da ampola de raios – X, tal que a dose no volume irradiado é a dose acumulada proveniente das rotações adjacentes. Na prática, são adquiridos vários cortes sucessivos em vez de um e, a dose para um corte em particular é aumentada devido às contribuições dos cortes nas vizinhanças deste. A Figura 14 ilustra o perfil de dose total para um exame onde são executados 15 cortes, cada um com 10 mm de espessura, em que a mesa é incrementada a cada intervalo de rotação (intervalo entre os cortes).

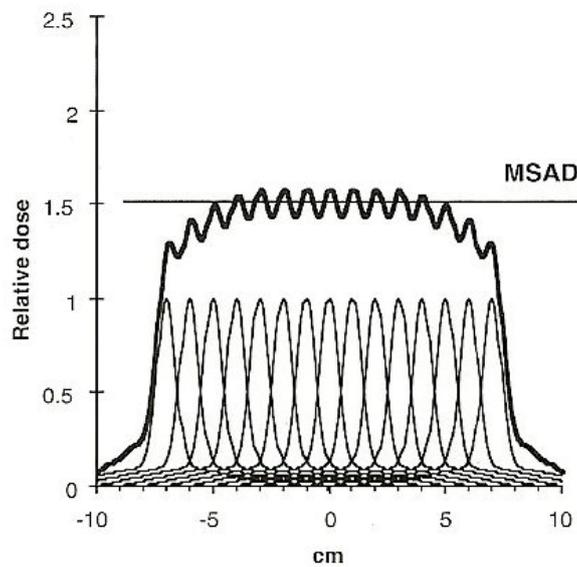


Figura 14 – Ilustração do MSAD para múltiplas rotações da ampola de raios – X onde são adquiridos 15 cortes [Nagel, 2002].

Pela sobreposição de cada um dos perfis de dose individuais, a dose na região central do perfil de dose total aumenta, neste exemplo, para um nível que é 1,5 vezes o valor máximo de um único corte. Este aumento de dose, descrito como MSAD (Multiple Scan Average Dose), resulta das contribuições das caudas de cada perfil de dose individual e representa a dose média absorvida na região central de múltiplos perfis de dose N para um intervalo de rotação I:

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{+I/2} D_{N,I}(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad [\text{Bauhs, 2006}]$$

De modo geral, o MSAD e o CTDI relacionam-se pela seguinte expressão:

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad [Gy] \quad [\text{Nagel, 2002}]$$

A implicação prática da expressão acima é que, para estimar a dose de radiação média absorvida para uma série de rotações sucessivas da ampola, não é necessário realizar todas as rotações da ampola; em vez disso, é suficiente obter o CTDI para uma única rotação da ampola [Nagel, 2002].

3.3. Produto Dose Comprimento (DLP)

O CTDI aplica-se para uma dose local, isto é, é indicador da dose de radiação média absorvida dentro do volume irradiado. O DLP, do inglês Dose Length Product, reflecte a exposição à radiação, integrada para um exame completo, isto é, quando uma determinada extensão do corpo é irradiada:

$$DLP = \frac{CTDI_w}{p} \cdot L = CTDI_{VOL} \cdot L \quad [Gy \cdot cm] \quad [AAPM, 2008]$$

Onde L é o varrimento longitudinal para o exame completo (cm). Actualmente, esta grandeza expressa o Nível de Referência de Diagnóstico que reflecte a dose de radiação absorvida para um exame completo.

4. Materiais e Métodos

4.1. Materiais

4.1.1. Tomógrafo Computorizado

O estudo foi realizado em 20 equipamentos de Tomografia Computorizada distribuídos por 15 Instituições Hospitalares e Clínicas localizadas a nível nacional (ver ANEXO I): 10 TC Siemens, 7 TC General Electrics (GE) e 3 TC Philips. Dos 20 equipamentos utilizados um é de um único corte, sendo os restantes multicorte. A Tabela 3 apresenta algumas características dos modelos de TC presentes na amostra.

Tabela 3 – Características dos modelos de TC presentes na amostra.

Fabricante	Modelo	Nº de cortes¹	Ano de Fabrico
Siemens	SOMATON Emotion Duo	2	2003
	SOMATON Emotion 6	6	2007
	SOMATON Emotion 6	6	2004
	SOMATON Emotion 6	6	2005
	SOMATON Emotion 16	16	2006
	SOMATON Emotion 16	16	2010
	SOMATON Sensation 16	16	2005
	SOMATON Sensation 16	16	2004
	SOMATON Sensation Open	64	2006
	SOMATON Sensation Cardiac	64	2005
GE	HiSpeed Nx/i	2	2001
	HiSpeed Nx/i	2	2001
	BrighSpeed	16	2009
	BrighSpeed	16	2006
	BrighSpeed	4	2008
	LightSpeed Plus	4	2007
	Prospect	1	1997
Philips	Brilliance 64	64	2010
	Brilliance 16	16	2009
	Brilliance 6	6	2004

¹Número máximo de cortes tomográficos adquiridos simultaneamente

4.1.2. Equipamento Dosimétrico

No processo de medição do CTDI utilizaram-se os seguintes instrumentos:

- Fantoma cilíndrico dosimétrico de Polimetil-Metacrilato (PMMA), com 32 cm de diâmetro e representativo das várias regiões do tronco humano para adultos padrão. Designado por fantoma de corpo possui 5 orifícios cilindros paralelos, em profundidade, ao eixo longitudinal do fantoma: um no centro (C) e quatro na periferia do fantoma (N, E, S, O) dispostos num ângulo de 90° entre eles, como mostra a Figura 15.

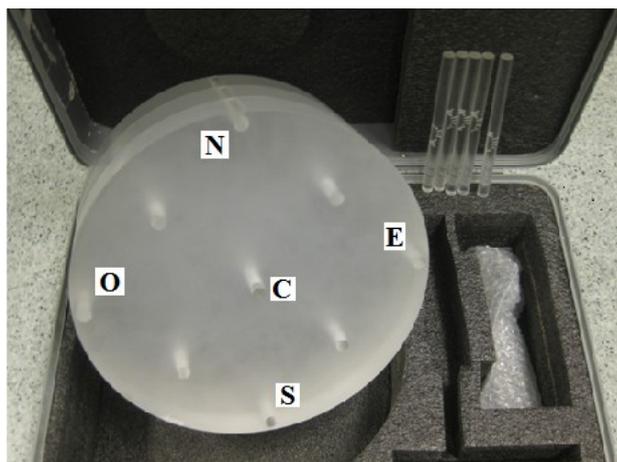


Figura 35 – Fantoma de corpo para TC indicando as posições C, N, E, S e O.

- Conjunto formado por uma câmara de ionização tipo lápis modelo 10×5 – 3CT com um volume sensível de 3 cm^3 e comprimento activo de 100 mm e, por um electrómetro modelo 9010 calibrado em termos de kerma no ar, ambos da Radcal Corporation, ilustrados na Figura 16. A correcção para a pressão e temperatura é feita automaticamente com um erro de $\pm 4\%$ e a incerteza associada à calibração do conjunto é de $\pm 2,8\%$.



Figura 16 – (a) Câmara de ionização tipo lápis modelo 10×5 – 3CT e (b) monitor do electrómetro modelo 9010.

4.1.3. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

A folha de cálculo do programa de software CT Patient Dosimetry Calculator da ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners – Instituição responsável pela avaliação dos equipamentos de Tomografia Computorizada no Reino Unido) utiliza uma série de dados normalizados acerca da distribuição da dose nos órgãos, obtidos através de cálculos de Monte Carlo pelo NPRB no relatório SR250, em determinadas condições de irradiação de fantasmas matemáticos e para diversos modelos de TC.

A folha de cálculo do programa encontra-se representada na Figura 17. O programa permite a selecção dos parâmetros de aquisição e modelo de TC utilizados e, ainda da demarcação do varrimento longitudinal irradiado no fantoma simulador do corpo humano (ver Figura 18) para determinação da dose efectiva, fornecendo simultaneamente o valor do $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP. O operador pode ainda determinar a dose efectiva de acordo com os coeficientes de ponderação tecidual estabelecidos pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103.

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
Version 1.0.2 12/11/2009

Scanner Model:		Acquisition Parameters:	
Manufacturer:	Siemens	Tube current	95 mA
Scanner:	Siemens Emotion 6	Rotation time	0,85 s
kV:	130	Spiral pitch	1,5
Scan Region:	Body	mAs / Rotation	80,75 mAs
Data Set:	MCSET19 Update Data Set	Effective mAs	53,83333 mAs
Current Data:	MCSET19	Collimation	6 mm
Scan range:		Rel. CTDI	Look up 1,35 at selected collimation
Start Position:	19 cm Get From Phantom Diagram	CTDI (air)	Look up 35,8 mGy/100mAs
End Position:	47,5 cm	CTDI (soft tissue)	38,4 mGy/100mAs
Organ weighting scheme:	ICRP 60	$CTDI_w$	Look up 12,6 mGy/100mAs

$CTDI_w$	10,2	mGy
$CTDI_{vol}$	6,8	mGy
DLP	193	mGy.cm

Organ	w_T	H_T (mGy)	$w_T \cdot H_T$
Gonads	0,2	0,9	0,18
Bone Marrow	0,12	2,6	0,31
Colon	0,12	5,1	0,61
Lung	0,12	3,3	0,4
Stomach	0,12	10	1,2
Bladder	0,05	0,42	0,021
Breast	0,05	0,63	0,032
Liver	0,05	9,5	0,48
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,54	0,027
Thyroid	0,05	0,044	0,0022
Skin	0,01	2	0,02
Bone Surface	0,01	4	0,04
Not Applicable	0	0	0
Not Applicable	0	0	0
Remainder	0,025	2,5	0,061
Kidneys	0,025	11	0,27
Total Effective Dose (mSv)			3,6

Remainder Organs	H_T (mGy)
Adrenals	8,9
Small Intestine	6,7
Kidney	11
Pancreas	8,7
Spleen	9,4
Thymus	0,54
Uterus	1,5
Muscle	2,4
Brain	0,0024
Not Applicable	N/A
Other organs of interest	H_T (mGy)
Eye lenses	0,0025
Testes	0,032
Ovaries	1,8
Uterus	1,5
Prostate	0,42

Scan Description / Comments

© Nicholas Keat for ImPACT, 2000-2009
 Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre
<http://www.impactscan.org>

Figura 17 – Folha de cálculo do programa de software ImPACT TC versão 1.0.2.2009 [ImPACT, 2010].

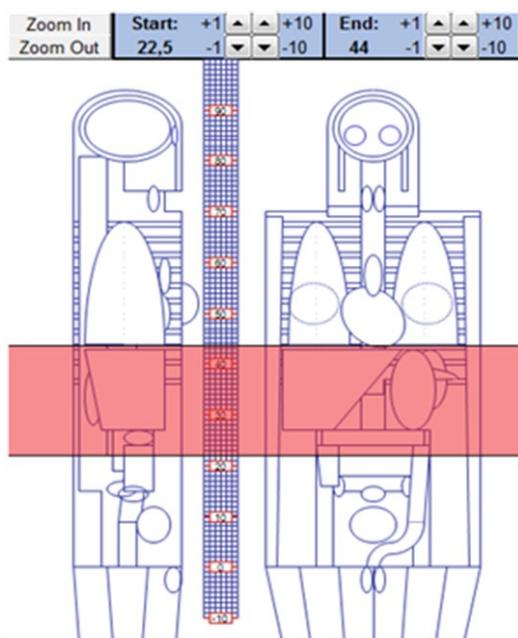


Figura 18 – Fantoma matemático simulador do corpo humano [ImPACT, 2010].

Da utilização do programa foi verificado que este não apresentava 6 dos modelos de TC da amostra pelo que, segundo o sugerido pela ImPACT, estes foram substituídos na folha por outros considerados de especificidade técnica semelhante, de acordo com a Tabela 4.

Tabela 4 – Lista dos modelos de TC substituídos e considerados na utilização do programa de software ImPACT.

Modelo de TC substituído	Modelo de TC considerado
SOMATON Emotion 16	SOMATON Emotion 6
SOMATON Sensation Cardiac 64	SOMATON Sensation 64
BrighSpeed 16	LigthSpeed 16
BrighSpeed 4	LigthSpeed Plus
Brilliance 6	Brilliance 16
Brilliance 64	MX8000IDT

4.2. Métodos

4.2.1. Aquisição do estudo tomográfico do abdômen

Neste trabalho utilizou-se como condições de referência de aquisição os parâmetros de exposição dos protocolos para exames do abdômen adoptados na rotina clínica de cada local onde se situavam os Tomógrafos. Foram levantados os seguintes dados relativamente a cada TC e a cada protocolo:

- Fabricante
- Modelo
- Tensão nominal aplicada (*kV*)

- Corrente aplicada (mA)
- Tempo de rotação (s)
- Colimação Total (mm)
- Passo
- FOV (do inglês *Field of View*)

4.2.2. Determinação do Índice de Dose em Tomografia Computorizada

Durante o procedimento experimental foi realizado um conjunto de medições para a determinação das grandezas dosimétricas: CTDI livre no ar ($CTDI_{ar}$) e CTDI ponderado ($CTDI_w$).

- CTDI livre no ar ($CTDI_{ar}$):

O posicionamento e alinhamento da câmara de ionização foram efectuados utilizando as luzes de laser do Tomógrafo que definem o plano de rotação do sistema, de acordo com os seguintes passos:

1 – A câmara foi fixada num suporte para além das extensões da mesa de forma a evitar atenuação da radiação e detecção de radiação dispersa proveniente da mesma.

2 – A câmara foi colocada no isocentro do plano de rotação do Tomógrafo com o seu eixo longitudinal perpendicular ao plano de corte xy e alinhado paralelamente ao eixo de rotação z do sistema (ver Figura 19).

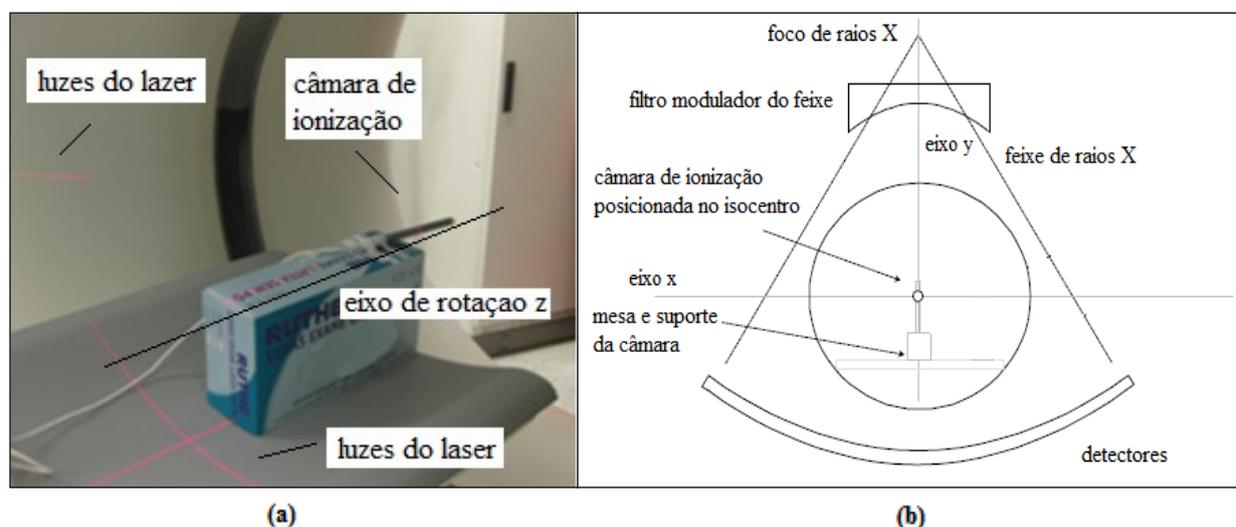


Figura 19 – (a) Posicionamento e alinhamento da câmara de ionização no isocentro do Tomógrafo e (b) representação esquemática [Edvvean, 1997].

3 – A medição foi adquirida em modo sequencial, com a mesa estacionária, para uma rotação axial completa da *gantry*, tendo como ponto de referência o centro da câmara.

O valor calculado do $CTDI_{ar}$ é obtido a partir da leitura X da câmara de ionização, visível no *display* do electrómetro, em termos de $CTDI_{100}$ pela expressão matemática:

$$CTDI_{100,ar} = X \times c \times \frac{L}{Nh} \times f \quad [AAPM, 2008]$$

X – kerma medido no ar (mGy)

c – Factor de correcção da calibração da câmara de ionização

L – Comprimento activo da câmara de ionização tipo lápis

N – Número de cortes adquiridos simultaneamente

h – Espessura do corte adquirido

f – Factor de conversão kerma no ar/dose no ar ($1,00 mGy/mGy$)

Este indicador foi apenas determinado por uma questão de protocolo, na medida em que é próprio de cada equipamento, tendo sido introduzido na folha de cálculo ImPACT sempre que foi verificada a ausência do modelo exacto do Tomógrafo em causa.

- $CTDI_w$:

As medições do $CTDI_w$ foram adquiridas utilizando um fantoma de corpo próprio para TC. O seu posicionamento foi efectuado recorrendo também ao auxílio das luzes de laser que definem o plano de rotação do Tomógrafo:

1 – O fantoma foi colocado em cima da mesa com duas esponjas de suporte para evitar movimentos de rotação do mesmo durante o procedimento.

2 – A superfície transversal do fantoma foi colocada paralelamente ao plano de corte xy do Tomógrafo com o eixo de rotação z do sistema a coincidir com o eixo longitudinal do fantoma e o plano de corte a coincidir com o centro do comprimento do fantoma (ver Figura 20). O posicionamento final foi confirmado por um varrimento de teste.

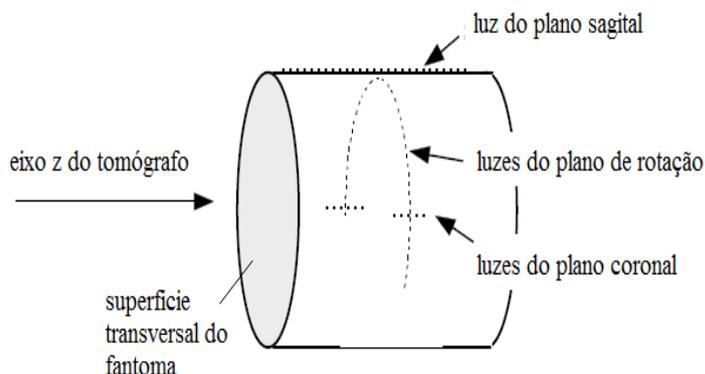


Figura 20 – Representação esquemática do alinhamento e posicionamento do fantoma.

4 – Foram adquiridas leituras com a câmara de ionização no centro (C) e nos quatros pontos da periferia (N, E, S e O) do fantoma, sendo que enquanto a câmara se encontrava introduzida num destes pontos os restantes estavam preenchidos por estruturas cilíndricas feitas do mesmo material do fantoma (PMMA) (ver Figura 21).

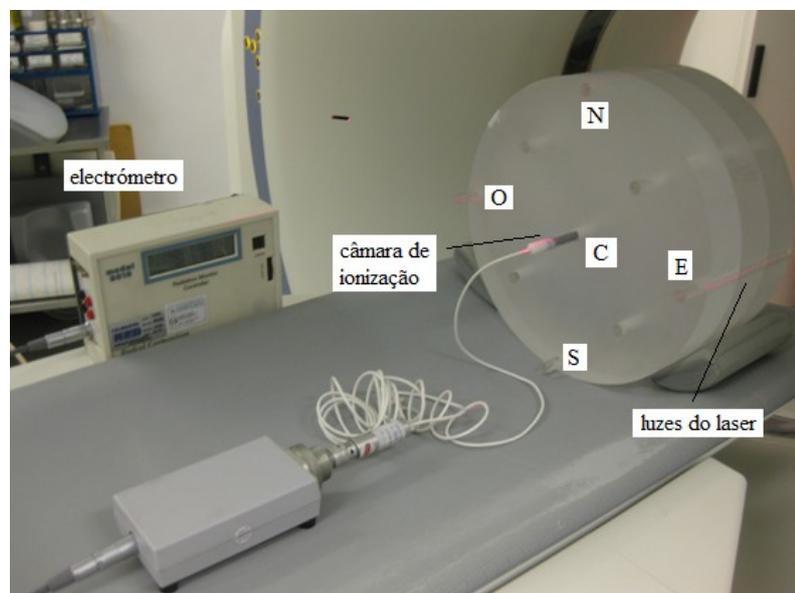


Figura 21 – Esquema de montagem utilizado na obtenção das medições para a determinação do $CTDI_w$ com a câmara de ionização posicionada no centro (C) do fantoma.

5 – As medições foram adquiridas em modo sequencial, com a mesa estacionária, para uma rotação axial completa da *gantry* tendo como ponto de referência o centro do fantoma. Em alguns pontos foram adquiridas mais do que uma medição, apenas com o objectivo de verificar a repetibilidade ou consistência das mesmas, tendo sido considerado apenas a primeira leitura obtida.

Tal como o CTDI livre no ar, o valor calculado do $CTDI_w$ é obtido em termos de $CTDI_{100}$, de acordo com a expressão matemática:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad [EUR 16262 EN, 1999]$$

Onde $CTDI_{100,c}$ é obtido a partir da leitura no centro do fantoma (C) e o $CTDI_{100,p}$ é a média das leituras nos quatros pontos da periferia do fantoma (N, E, S e O):

$$CTDI_{100,p} = \frac{1}{4} \cdot \sum_{i=N}^O CTDI_{100,i} \quad [Nagel, 2002]$$

Adicionalmente, este indicador foi também estimado através da folha de cálculo da ImPACT, como forma de comparação com o experimentalmente obtido.

4.2.2. Determinação da dose efectiva

Na determinação da dose efectiva, foram utilizados dois métodos:

- O primeiro método, sugerido nas *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, permite fazer uma estimativa geral da dose efectiva E a partir da grandeza dosimétrica DLP , utilizando coeficientes de dose efectiva normalizados próprios para a região anatómica do corpo analisada:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad [mSv] \quad [EUR 16262 EN, 1999]$$

O valor do coeficiente de dose efectiva normalizada, E_{DLP} , específico para a região anatómica do abdómen encontra-se Tabela 5.

Tabela 5 – Coeficiente de dose efectiva normalizada, E_{DLP} , para a região anatómica do abdómen [EUR 16262 EN, 1999].

Região do Corpo	$E_{DLP} (mSv mGy^{-1} cm^{-1})$
Abdómen	0.015

- O segundo método utilizado baseia-se na folha de cálculo do programa de software ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, através da introdução do modelo e parâmetros técnicos de aquisição utilizados em cada tomógrafo e pela selecção da região do corpo em análise. O estudo tomográfico do abdómen compreende um varrimento longitudinal que se estende desde a cúpula do fígado até à bifurcação da artéria aorta abdominal [EUR 16262 EN, 1999]. Esta bifurca-se para dar origem às artérias ilíacas comuns, o que acontece por altura do osso íliaco, pelo que o varrimento longitudinal correspondente e seleccionado no fantoma matemático foi de 21,5 cm (ver Figura 18).

5. Apresentação e Discussão dos Resultados

5.1. Parâmetros de Aquisição

A Tabela 6 apresenta os parâmetros de aquisição sumarizados dos diferentes protocolos para o exame de TC abdominal entre os 20 Tomógrafos utilizados.

Tabela 6 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos parâmetros de aquisição: tensão, tempo de rotação, corrente, passo, colimação total e FOV.

		Statistics					
		Tensão (kV)	Tempo de rotação (s)	Corrente (mA)	Passo	Colimação Total (mm)	FOV (mm)
N	Valid	20	20	20	20	20	20
	Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean	121,00	,7350	246,135	1,17120	10,830	362,40
	Std. Deviation	5,525	,16631	104,4770	,442128	8,6475	47,638
	Minimum	110	,50	100,0	,500	2,4	295
	Maximum	130	1,00	400,0	2,000	40,0	500

De uma análise geral, observa-se que, relativamente à tensão nominal aplicada, o seu valor médio ronda os 120 kV. Pelo valor do desvio padrão pode ser verificada a pouca dispersão dos valores encontrados em relação à média; de facto, 70% dos Tomógrafos estudados apresentam um potencial aplicado de 120 kV (ver ANEXO II – Tabela 1), o que sugere uma constância na aplicabilidade deste parâmetro entre os locais onde se encontravam os Tomógrafos.

Em relação ao tempo de rotação aplicado, a média de 0,74 s verifica-se estar próxima do mínimo e máximo deste parâmetro; quatro Tomógrafos verificam aplicar o valor mínimo de 0,50 s e três, o valor máximo de 1 s, sendo os restantes concordantes com a média (ver ANEXO II – Tabela 2).

Em relação à corrente, para o mesmo tipo de exame clínico, constata-se um mínimo de 100,0 mA e um máximo de 400,0 mA, sendo que o desvio padrão apresentado indica uma larga variação deste parâmetro em relação à média de 246,1 mA; apenas 20% dos Tomógrafos aplicam uma corrente de 250,0 mA, enquanto os restantes apresentam diferentes valores entre si (ver ANEXO II – Tabela 3). Tais discrepâncias podem ser reveladoras de subjectividade na aplicação do parâmetro em causa entre diferentes Instituições.

No passo verifica-se que todos os valores registados estão dentro do mínimo e máximo considerados tipicamente normais, podendo existir alguma variedade do registo deste parâmetro em relação à média de 1,17 (ver ANEXO II – Tabela 4).

A comparação do valor mínimo e máximo da colimação total sugere também diferenças neste parâmetro consoante o local do Tomógrafo em uso; verifica-se que 30% dos Tomógrafos em causa apresenta uma colimação de 10,0 mm, próxima da média de 10,8 mm da aplicabilidade deste parâmetro (ver ANEXO II – Tabela 5).

Também o FOV encontra-se dentro dos limites considerados pela Comissão Europeia (120 – 500 mm); a selecção do FOV depende da necessidade de examinar as áreas de possível doença com uma boa qualidade de imagem, pelo que as diferenças observadas dentro dos valores dependem do que o operador considere mais indicado; pelo desvio padrão observa-se que o grosso dos valores não se encontra muito disperso da média de 362 mm, verificando-se uma espécie de concordância na sua aplicação.

Assim, da análise efectuada é possível dizer que para o mesmo exame e, apesar de alguns parâmetros se verificam concordantes, existem diferenças entre os protocolos clínicos utilizados nas diversas Instituições, sendo previsíveis por isso, diferentes doses de radiação no paciente.

5.1.1. Relação entre os parâmetros de aquisição e CTDI

De modo a identificar algum tipo de relação entre as variáveis parâmetros de aquisição e CTDI, tentou-se identificar quais dos primeiros poderiam ter uma maior influência sobre os valores de CTDI obtidos. A análise foi efectuada na forma de CTDI_{vol} de modo a contabilizar o parâmetro passo.

O teste estatístico de regressão linear múltipla, constituído pelas Tabelas 7 e 8, apresenta os resultados obtidos.

Tabela 7 – Grau de associação entre a variável independente parâmetros de aquisição e a variável dependente CTDI_{vol}.

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,925 ^a	,855	,788	2,55390

a. Predictors: (Constant), FOV (mm), Passo, Tensão (kV), Colimação Total (mm), Tempo de rotação (s), Corrente (mA)

Da Tabela 7, a informação necessária para a análise a efectuar é retirada do coeficiente de regressão linear, R , e do coeficiente de regressão linear ao quadrado, R^2 . O primeiro indica o grau de associação linear dos parâmetros de aquisição, como um todo, com os valores de CTDI obtidos, evidenciando uma relação linear muito forte entre as duas variáveis (R situa-se entre -1 e 1, sendo 1 designada de correlação “perfeita”); ou seja, a menores/menores valores nos parâmetros de aquisição correspondem menores/menores valores de CTDI, o que seria de esperar.

A partir do coeficiente R^2 tem-se informação se o modelo permite explicar ou não os diferentes valores de CTDI obtidos; verifica-se que 85,5% da variação de resultados de CTDI é explicada pelos parâmetros de aquisição, como um todo.

Tabela 8 – Nível de significância *Sig* dos parâmetros de aquisição no modelo de regressão linear.

Coefficients ^a						
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-37,236	22,116		-1,684	,116
	Tensão (kV)	,217	,135	,216	1,605	,133
	Tempo de rotação (s)	13,663	4,453	,409	3,068	,009
	Corrente (mA)	,041	,007	,764	5,471	,000
	Passo	-6,239	1,672	-,497	-3,732	,003
	Colimação Total (mm)	,147	,081	,229	1,822	,091
	FOV (mm)	,025	,018	,215	1,424	,178

a. Dependent Variable: CTDI vol (mGy)

A Tabela 8 permite dizer que, entre os parâmetros de aquisição em estudo, existem alguns que não se verificam ser significativos para o estudo, indicando que essas variáveis não contribuem muito para o modelo.

A análise é feita pelo princípio de propor uma hipótese inicial, uma hipótese alternativa e uma regra de rejeição, para um nível de significância de 5% (esta significância quantifica que a probabilidade de se rejeitar a hipótese nula, sendo esta afinal verdadeira, é inferior a 0,05). A verificação da contribuição de cada um dos parâmetros de aquisição para o modelo é feita pela comparação do respectivo nível de significância p (*Sig*) da estatística de teste com o previamente imposto, sendo que a hipótese inicial de que o CTDI não depende dos parâmetros de aquisição é rejeitada quando $p < 0,05$.

Deste modo, apenas o tempo de rotação, corrente e passo apresentam coeficientes inferiores, o que nos indica que estes três rejeitam a hipótese inicial e que por isso, tem influência nos resultados de CTDI.

De realçar que, significância estatística não é sinónimo de significância clínica: como um conjunto, o modelo de regressão linear explica o diferente alcance dos resultados obtidos, mas entre os parâmetros de aquisição, os que parecem ter mais influência são o tempo de rotação, corrente e passo.

Pelo maior valor absoluto dos respectivos coeficientes, *Beta*, é ainda possível determinar a importância relativa dos parâmetros que se apresentam mais significativos para o modelo; constata-se que o CTDI está mais dependente da corrente, como parâmetro de aquisição, seguido do passo e depois do tempo de rotação.

Para tentar visualizar o modo em como varia o CTDI em função de cada um dos parâmetros de aquisição, fez-se um pequeno estudo, num dos Tomógrafos: mantendo os restantes parâmetros técnicos constantes, fez-se variar a tensão (*kV*), tempo de rotação (*s*), corrente (*mA*), passo e colimação total (*mm*); o FOV não foi contabilizado visto não ser possível a sua alteração na TC em causa. Os resultados são apresentados nos gráficos da Figura 22.

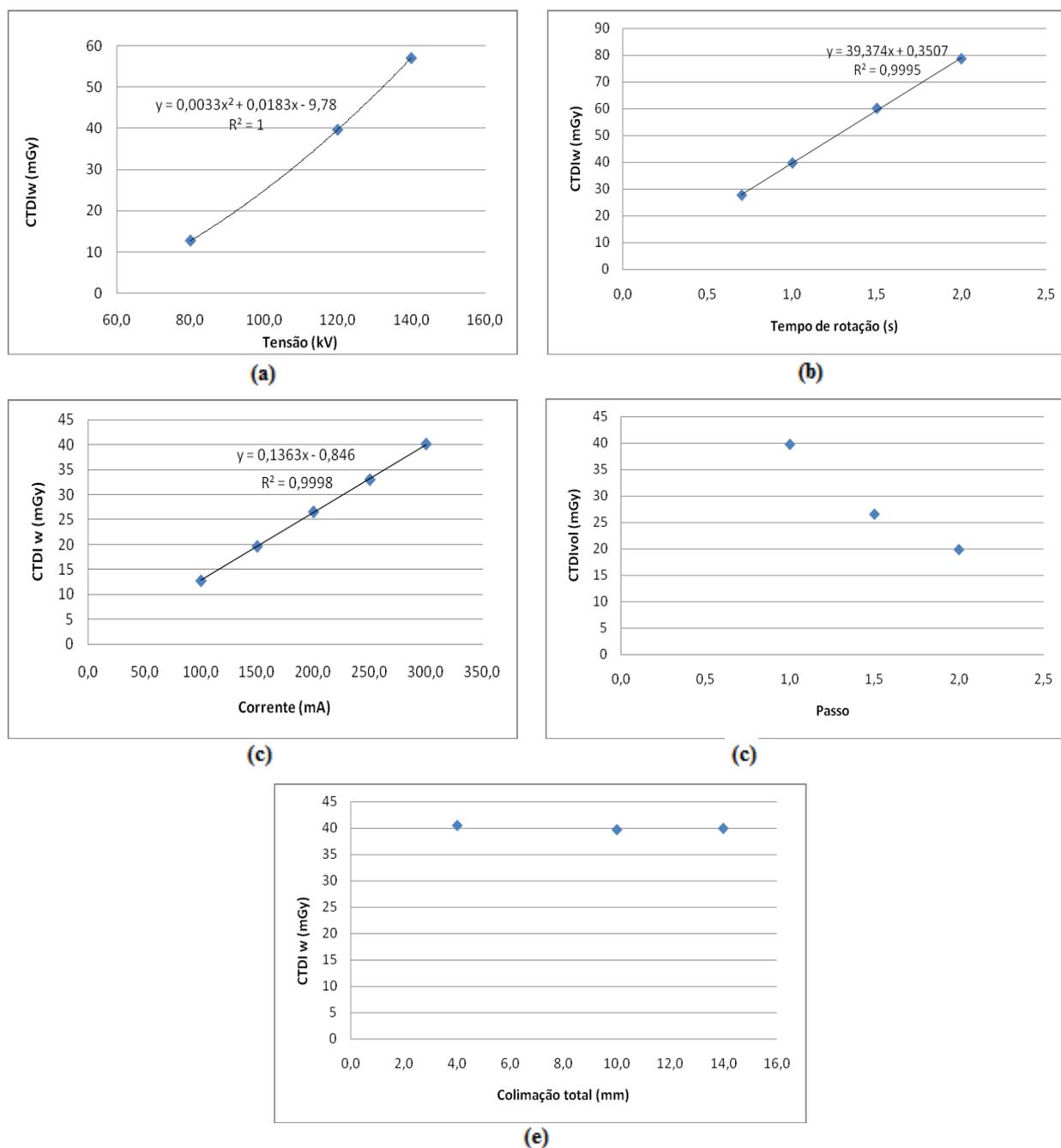


Figura 22 – Variação do CTDI_{vol} em função dos parâmetros de aquisição: (a) tensão, (b) tempo de rotação (c) corrente, (d) passo e (e) colimação total.

Observa-se que o CTDI parece ser dependente de todos os parâmetros, excepto da colimação total. A relação em função da tensão aplicada é um polinómio de grau 2, enquanto relativamente à corrente da ampola e ao tempo de rotação, o CTDI tem uma relação linear; o tempo de rotação e corrente encontram-se relacionados pelo produto corrente – tempo (*mAs*), pelo que quanto menor for o tempo de rotação da ampola de raios – X, isto é, quanto menor o tempo de exposição do paciente, valores excessivos de *mAs* serão prevenidos e consequentemente um menor valor de dose local [Nagel, 2002].

Do gráfico (d) observa-se que com o aumento do passo, menor se observa ser o valor de dose de radiação calculado, quando todos os outros parâmetros são mantidos constantes. Da definição de passo, quando o deslocamento da mesa é maior que a colimação, o intervalo entre rotações será maior para uma mesma distância, não se verificando sobreposição de perfis de dose de cortes adjacentes, pelo que é de se esperar uma redução na dose local; o contrário deve ser observado para passos menores que 1.

Relativamente ao gráfico (e) não se consegue observar com certeza alterações no CTDI para diferentes colimações. No entanto, sabe-se que a dose de radiação absorvida é definida por unidade de massa; a aquisição de uma secção tomográfica mais espessa pode absorver mais fótons, mas também apresenta mais massa a ser irradiada em relação a uma secção mais fina, indicando que a dose de radiação pode ser equivalente entre as duas [McNitt-Gray, 2002].

5.2. Comparação do CTDI_w e DLP obtidos com o software ImPACT

A Tabela 9 sumariza as grandezas dosimétricas CTDI_w e DLP obtidas experimentalmente e pela folha de cálculo do programa ImPACT para os 20 Tomógrafos em causa. Os resultados discriminados encontram-se em anexo (ver ANEXO III).

Tabela 9 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo do CTDI_w e DLP obtidos experimentalmente e pelo programa ImPACT.

		Statistics			
		CTDI _w (mGy)	CTDI _w ImPACT (mGy)	DLP (mGy.cm)	DLP ImPACT (mGy.cm)
N	Valid	20	20	20	20
	Missing	0	0	0	0
Mean		13,252	14,700	267,95	299,65
Std. Deviation		6,2735	6,9468	119,293	138,012
Minimum		4,8	5,0	51	64
Maximum		30,3	34,8	504	546

O valor mínimo e o máximo de CTDI_w experimentalmente obtido é de 4,80 mGy e 30,3 mGy, respectivamente, sendo inferior em 4,0% e 11,7% aos estimados pelo programa ImPACT; em média, os resultados experimentais diferem em 9,5% dos obtidos pelo programa.

Relativamente à dose resultante de um exame completo, o mínimo e máximo obtidos são de 51,0 mGy.cm e 546 mGy.cm, respectivamente, apresentando-se inferiores em 20,3% e 7,6% aos estimados pelo programa; em média, os resultados de ambos os métodos diferem entre si em cerca de 10,7%.

Uma comparação mais pormenorizada, entre os dados experimentalmente obtidos com aqueles da ImPACT é feita recorrendo a testes estatísticos para a igualdade de valores

médios com duas amostras emparelhadas, cujo objectivo é conseguir uma maior sensibilidade na detecção de diferenças significativas entre as amostras.

O teste verifica a hipótese inicial de que a diferença entre as médias das duas amostras é nula, isto é, que não se evidenciam diferenças entre os valores médios experimentalmente obtidos e aqueles estimados pela folha de cálculo ImPACT a um nível de significância de 5%.

As condições de normalidade para as variáveis em causa, exigidas na aplicação desta estatística de teste, foram verificadas considerando um nível de significância estatístico de 1% por as amostras em causa serem de dimensão não ser idealmente superior a 30 (ver ANEXO IV – Tabela 1).

Os resultados do teste para o par de amostras emparelhadas $CTDI_w$ experimental e $CTDI_w$ estimado pela ImPACT e para o par DLP experimental e DLP estimado pela ImPACT estão presentes nas Tabelas 10 e 11.

Tabela 10 – Correlação linear entre as variáveis do par 1 ($CTDI_w$ – $CTDI_w$ ImPACT) e do par 2 (DLP – DLP ImPACT).

		Paired Samples Correlations		
		N	Correlation	Sig.
Pair 1	$CTDI_w$ (mGy) & $CTDI_w$ ImPACT (mGy)	20	,986	,000
Pair 2	DLP (mGy.cm) & DLP ImPACT (mGy*cm)	20	,978	,000

A Tabela 10 mostra o grau de correlação linear entre as variáveis de cada par, pela análise do *output* da coluna *Correlation*, ou seja, o grau de associação entre os valores experimentais e aqueles obtidos pela ImPACT. Consta-se pois, que o grau de associação linear entre as variáveis do par 1 e do par 2 é estatisticamente significativo, reflectindo a grande relação linear que existe entre as variáveis de cada par; a valores menores/maiores de $CTDI_w$ e DLP experimentais correspondem também valores menores/maiores de $CTDI_w$ e DLP ImPACT.

Tabela 11 – Nível de significância *Sig* da estatística de teste para a igualdade de valores médios entre as variáveis do par 1 (CTDI_w – CTDI_w ImPACT) e do par 2 (DLP – DLP ImPACT).

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	CTDI _w (mGy) - CTDI _w ImPACT (mGy)	-1,44773	1,30068	,29084	-2,05646	-,83899	-4,978	19	,000
Pair 2	DLP (mGy.cm) - DLP ImPACT (mGy ² .cm)	-31,70000	32,53516	7,27508	-46,92693	-16,47307	-4,357	19	,000

A Tabela 11 mostra o resultado do nível de significância p , obtido do *output* principal *Sig*, da estatística de teste sobre a igualdade de valores médios para os dois pares de amostras emparelhadas, sendo esta a hipótese inicial testada. Esta é aceite se o valor de p é maior que a significância de 5% previamente fixada, o que se verifica não acontecer ($p = 0,00$). Isto significa que os dados oferecem evidência estatística suficiente para que se possa rejeitar a hipótese inicial, concluindo-se que a um nível de significância de 5% existem diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis dos pares CTDI_w – CTDI_w ImPACT e DLP – DLP ImPACT.

A discrepância estatística verificada pode ser explicada pelo facto de a base de dados da folha de cálculo da ImPACT não possuir os modelos exactos de 6 tomógrafos utilizados e conseqüentemente alguns valores de colimação presentes nos parâmetros de aquisição, tendo sido introduzidos na folha outros modelos aproximados, ou ainda, devido a erros experimentais de posicionamento da câmara de ionização e fantoma de corpo por as luzes de laser do plano de rotação do Tomógrafo não estarem devidamente alinhadas. De referir também que os dados experimentais encontram-se associados a uma incerteza de $\pm 2,8\%$.

No entanto, pelo facto dos dados obtidos por ambos os métodos apresentarem uma elevada associação linear e as diferenças médias encontradas entre ambos serem à volta de 10% perante a dimensão da amostra, pensa-se que no geral estas são aceitáveis e por isso, os métodos são próximos um do outro.

5.3. Estabelecimento dos Níveis de Referência de Diagnóstico

Em Tomografia Computorizada, dois parâmetros foram estabelecidos para exprimir os Níveis de Referência de Diagnóstico: CTDI_w, que descreve a dose de radiação absorvida ao nível do corte adquirido e, DLP que caracteriza a dose de radiação absorvida para um exame completo.

Os NRD são obtidos a partir do valor do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição, de entre os 20 Tomógrafos, destas duas grandezas dosimétricas.

A Tabela 12 sumariza os resultados das quantidades dosimétricas CTDI_w e DLP obtidas para o exame de TC abdominal.

Tabela 12 – Média, desvio padrão, mínimo, máximo e percentis (25, 50, 70) do CTDI_w e DLP obtidos para o exame de TC abdominal.

Statistics		CTDI _w (mGy)	DLP (mGy. cm)
N	Valid	20	20
	Missing	0	0
Mean		13,252	267,95
Std. Deviation		6,2735	119,293
Minimum		4,8	51
Maximum		30,3	504
Percentiles	25	9,334	178,25
	50	11,580	257,50
	75	15,856	359,50

Nas Figuras 23 e 24 encontram-se representados graficamente os NRD para este estudo em termos de CTDI_w e de DLP, respectivamente, para o exame de TC abdominal. A linha contínua horizontal indica o valor do terceiro quartil (percentil 75) resultante da distribuição dos descritores de dose correspondente às 20 TC utilizados neste estudo.

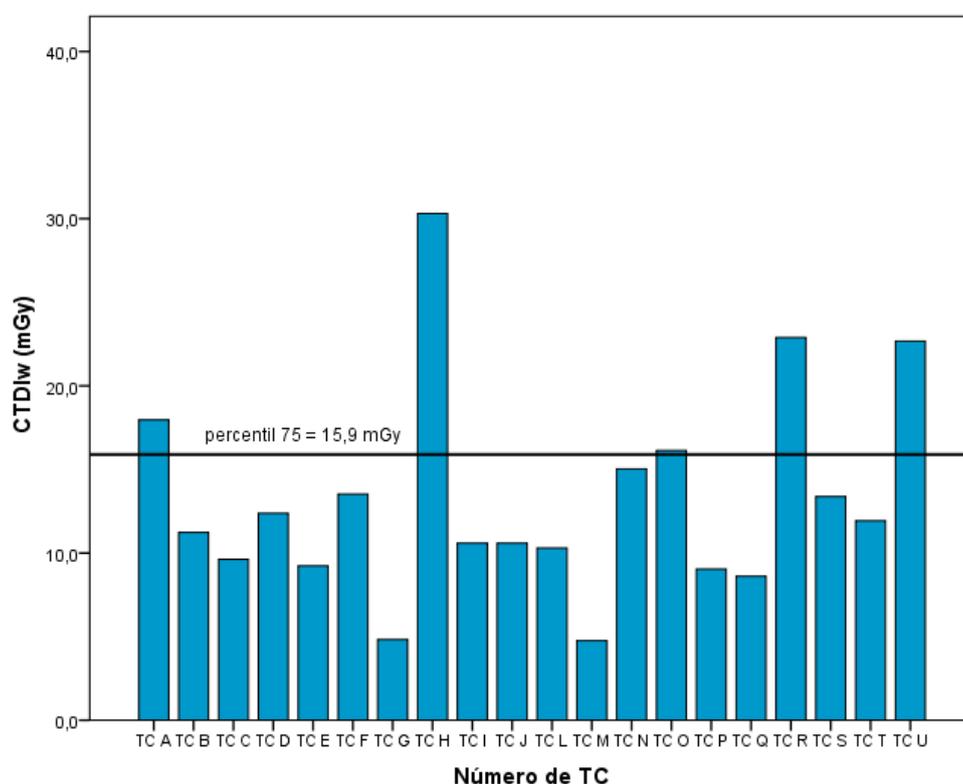


Figura 23 – Gráfico de barras dos valores de CTDI_w calculados para o exame de TC abdominal com o Nível de Referência de Diagnóstico estabelecido neste estudo.

Do gráfico é possível observar os casos que representam 25% das situações cujo processo de otimização de protecção do paciente em exames de TC abdominal não é

considerado totalmente otimizado, isto é, que ultrapassa o nível de referência de 15,9 *mGy* estabelecido para este estudo em termos de $CTDI_w$.

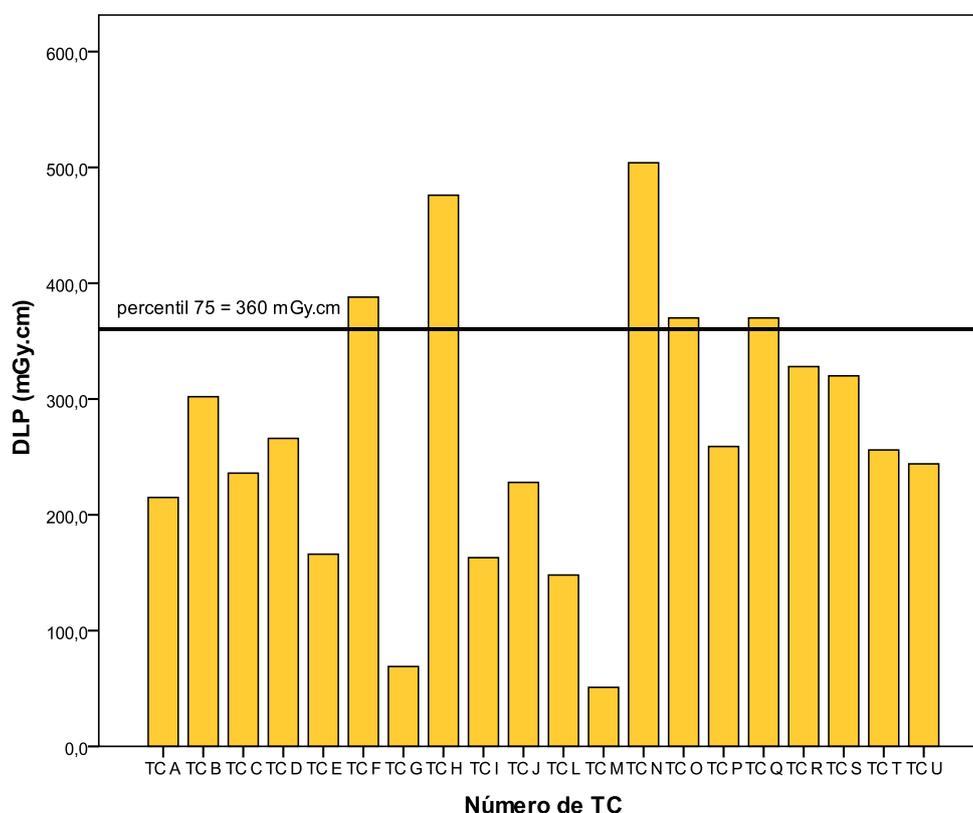


Figura 24 – Gráfico de barras dos valores de DLP obtidos para o exame de TC abdominal com o Nível de Referência de Diagnóstico estabelecido neste estudo.

Para um exame completo são os locais onde se encontram os Tomógrafos F, H, N, O e Q que ultrapassam o nível de referência de 360 *mGy.cm* estabelecido para este estudo, indicando também uma exposição à radiação não otimizada.

5.3.1. Comparação com os NRD Europeus e outros estudos

A Tabela 13 compara os resultados da média e percentil 75 do $CTDI_w$ e DLP obtidos, e estabelecidos como NRD para este estudo, com os NRD propostos pela Comissão Europeia para o exame de rotina de TC abdominal, e com resultados provenientes de uma grande investigação a cerca da distribuição de dose em TC no Reino Unido e ainda com outros estudos realizados na Grécia, Tanzânia e Itália, para o estabelecimento dos NRD nestes países. A tabela ainda apresenta comparações com um artigo, cujos resultados são expressos em valores médios de $CTDI_{vol}$ e DLP.

Tabela 13 – Comparação dos resultados da média e percentil 75 do CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP obtidos neste estudo (Portugal) com os resultados de 6 outros estudos e os NRD Europeus para o exame de TC abdominal.

	CTDI _w (mGy)		CTDI _{vol} (mGy)		DLP (mGy)	
	Média	Perc. 75	Média	Perc. 75	Média	Perc. 75
Portugal	13,3	15,9	12,5	-----	268	360
Reino Unido ¹	-----	19	-----	-----	-----	472
Grécia ²	22,4	26	-----	-----	464	561
Tanzânia ³	17,1	18,4	-----	-----	982	1082,8
Itália ⁴	23	25	-----	-----	551	632
Polónia ⁵	-----	-----	15,8	-----	550	-----
Canadá ⁵	-----	-----	14,4	-----	696	-----
NRD Europeus ⁶	-----	35	-----	-----	-----	780

¹[Shrimpton, 2005]²[Hatzioannou, 2003]³[Ngaile, 2006]⁴[Papadimitriou, 2003]⁵[Tsapaki, 2006]⁶[EUR 16262 EN, 1999]

Os resultados do percentil 75 dos níveis de referência CTDI_w e DLP determinados neste trabalho verificam ser substancialmente inferiores em relação aos NRD Europeus, em 54,6% e 53,8%, respectivamente.

Comparativamente aos outros estudos, para o CTDI_w a maior e menor diferença observada é em relação aos dados da Grécia e Tanzânia com uma diferença de cerca de 39,0% e 13,8%, respectivamente. Relativamente ao DLP constata-se que a grande diferença, entre todos os estudos, é em relação à Tanzânia, sendo o Reino Unido quem apresenta um valor de percentil 75 mais próximo de Portugal com 23,4% de diferença. Analisando agora as diferenças da média do CTDI_{vol} entre Portugal, Polónia e Canadá, estas verificam ser de 21,1% e 13,5%, respectivamente; para estes países é referido que as aquisições foram efectuadas utilizando como parâmetro de aquisição um produto corrente-tempo médio de 250 *mAs* e 267 *mAs*, respectivamente [Tsapaki, 2006], comparativamente aos cerca de 173 *mAs* médios deste estudo. Como foi visto atrás, o CTDI encontra-se significativamente dependente destes parâmetros, pelo que a explicação das diferenças encontradas pode residir neste facto. Apesar de não serem mencionados os parâmetros de aquisição nos outros estudos, o diferente alcance de resultados sugere diferenças nas técnicas utilizadas para o exame de TC abdominal.

O DLP é definido pelo produto do CTDI_{vol} e o comprimento da região do paciente irradiada; esta pode depender da altura do paciente, do tipo de anormalidade apresentada ou mesmo da subjectividade do operador [Tsapaki, 2006]. A Itália menciona o facto de considerar um comprimento irradiado que vai desde os 12 *cm* aos 31,4 *cm*, para a TC abdominal [Papadimitriou, 2003], comparativamente aos 21,5 *cm*

constantes estabelecidos para os vários protocolos deste trabalho. Mais uma vez, os diferentes valores reportados parecem sugerir técnicas diferentes.

Ainda da comparação de todos os resultados entre si, observa-se que à excepção da Tanzânia (para efeitos de DLP), todos os estudos estão abaixo dos NRD Europeus. Tal parece evidenciar algum consenso entre as Instituições dos vários países no respeito das normas europeias, tentando manter o nível de dose de radiação o mais baixo possível. Efectuando ainda uma média dos valores de percentil 75 dos dados da tabela obtém-se para o $CTDI_w$ o valor de 20,9 *mGy* e, para o DLP o valor de 621 *mGy.cm*, que diferem em 40,4% e 20,4% daqueles determinados pela Comissão Europeia. Tendo apenas como base estas diferenças, que parecem ser mais substanciais para o $CTDI_w$, será possível afirmar que talvez seja necessário a revisão do valor da C.E; de facto, o documento EUR 16262 EN foi produzido em 1999, o que talvez reflecta o estado da tecnologia e a prática de TC de há uma década atrás e não a actual, o que levanta a questão de saber se estes dados são ou não suficientemente representativos [Nagel, 2002].

5.4. $CTDI_w$ e DLP por equipamento de TC

Com o objectivo de estudar a relação entre os diferentes equipamentos de TC e o $CTDI_w$ e DLP obtido por estas, recorreu-se ao teste estatístico de análise de variância a 1 factor (One – Way ANOVA) que permite verificar qual o efeito de uma variável independente ou factor de natureza qualitativa, numa variável dependente ou de resposta quantitativa. De um modo geral, o teste faz a partição da variação total, presente num conjunto de dados, em componentes, procurando determinar a importância relativa da contribuição das fontes de variabilidade ligadas a cada componente para a variação total observada, ou seja, a existência (ou não), do efeito do factor a estudar. Este efeito é testado por marcas de TC e por número máximo de cortes simultaneamente efectuados por estas.

A aplicação do teste exige que a variável em estudo em cada grupo siga uma distribuição normal e as variâncias de cada grupo sejam iguais entre si. Estas condições foram verificadas considerando um nível de significância estatístico de 1% por o número de casos das amostras em causa não ser idealmente superior a 30 (ver ANEXO V – Tabelas 2, 3, 4 e 5).

5.4.1. Marcas de TC

O gráfico da Figura 25 apresenta a variação dos valores de $CTDI_w$ e DLP distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo, indicando o valor mínimo e máximo dessa variação, assim como os respectivos percentis (25, 50 e 70); os resultados discriminados encontram-se em anexo (ver ANEXO VI – Tabela 1).

A Tabela 14 apresenta o resultado da aplicação do teste One – Way ANOVA para a comparação da variação de $CTDI_w$ entre as marcas utilizadas.

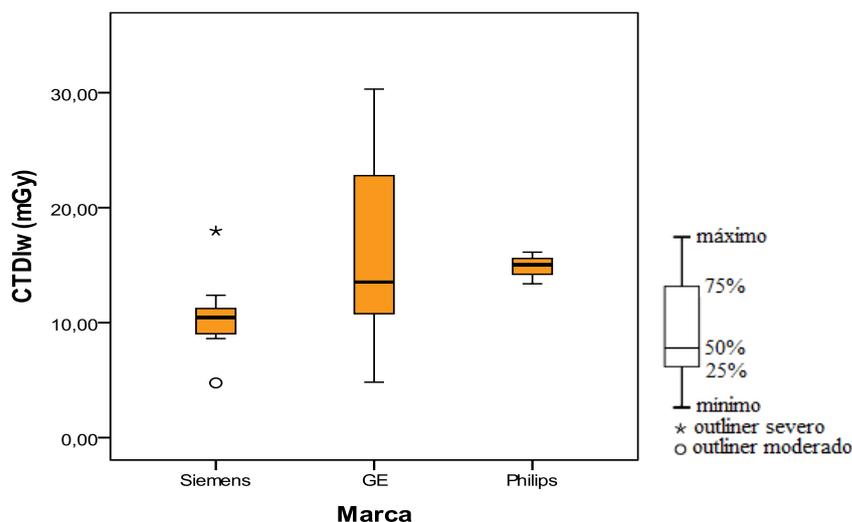


Figura 25 – Gráfico da variação dos valores de $CTDI_w$ distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo (Siemens, GE e Philips).

Tabela 14 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no $CTDI_w$.

ANOVA

CTDI _w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	160,699	2	80,349	2,327	,128
Within Groups	587,086	17	34,534		
Total	747,785	19			

Graficamente observa-se que é a marca GE que apresenta a maior amplitude de resultados.

Em relação à marca Siemens, dentro desta, são encontrados dois valores de $CTDI_w$ que se verificam estar desviados da média de valores praticados por esta marca, um apresentado uma dose considerada demasiado baixa e outro considerada demasiado alta e, daí a sua designação de outliers (outliers moderados e severos significam que o valor em causa está a uma distância do primeiro quartil de 1,5 vezes a amplitude da caixa e do terceiro quartil de 3 vezes a amplitude caixa, respectivamente); estes pontos correspondem ao mínimo e máximo de $CTDI_w$ alcançado por esta marca.

Relativamente à marca Philips não se verificam grandes variações no valor de $CTDI_w$; de realçar que apenas se contabilizam nesta estatística 3 equipamentos desta marca, sendo por isso um número muito pouco significativo comparativamente às restantes amostras e constituído por isso uma fraca estatística em termos de resultados. Pelo gráfico observa-se ainda que é a marca GE que apresenta o maior valor de percentil 75 para a grandeza dosimétrica em causa.

O resultado da estatística de teste da Tabela 14 obteve-se partindo da hipótese inicial de igualdade de valores médios de $CTDI_w$ entre marcas, através da comparação da variação

de valores entre grupos com a variação de valores dentro dos grupos a um nível de significância de 5%. A análise do teste One – Way ANOVA é feita do seguinte modo: se o grau de significância estatística obtido é maior que o imposto aceita-se a hipótese inicial, caso contrário rejeita-se. Deste modo, pelo resultado da coluna *Sig*, aceita-se a premissa inicial, levando à afirmação de que não existe variabilidade suficientemente significativa nos resultados de $CTDI_w$, entre as marcas de TC usadas, para haver algum tipo de efeito da marca sobre a grandeza dosimétrica. O resultado sugere portanto, que não é a marca que exerce algum tipo de dependência ou influência nos valores de dose alcançados pelas mesmas, mas provavelmente o tipo de protocolo aplicado nestas, como anteriormente visto.

A conclusão anterior é reforçada ao excluir a possibilidade de haver alguma influência por parte dos pontos *outliers*, como evidencia o nível de significância *Sig* da estatística de teste da Tabela 15.

Tabela 15 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no $CTDI_w$, sem os outliers.

ANOVA					
CTDI _w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	154,782	2	77,391	2,332	,131
Within Groups	497,777	15	33,185		
Total	652,559	17			

Seguindo o mesmo raciocínio, observa-se que o grau de significância para a estatística de teste obtida é de 0,13, sendo maior que 0,05. Deste modo, comparando os dois testes, verifica-se que os *outliers* encontrados não afetam os resultados, mantendo-se a conclusão anterior.

O gráfico da Figura 26 apresenta a variação dos valores de DLP distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo, indicando o valor mínimo e máximo dessa variação, assim como os respectivos percentis (25, 50 e 70); os resultados discriminados encontram-se em anexo (ver ANEXO VI – Tabela 1).

A Tabela 16 apresenta o resultado da aplicação do teste One – Way ANOVA para a comparação da variação de DLP entre as marcas utilizadas.

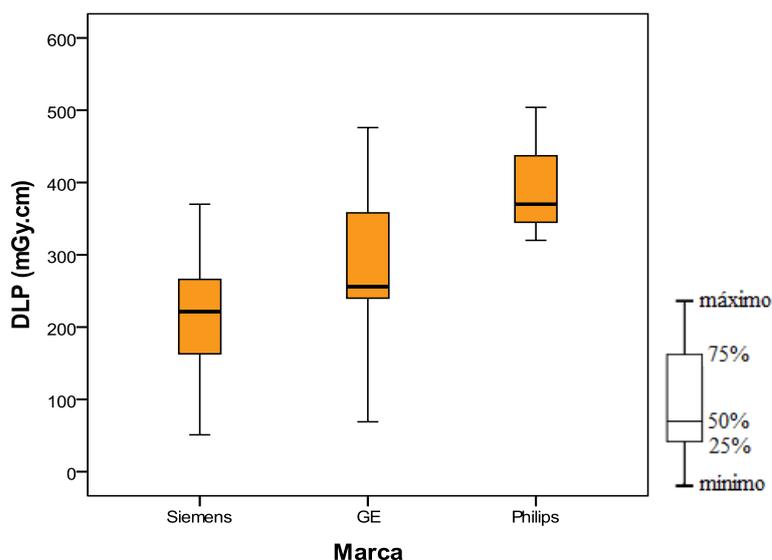


Figura 26 – Gráfico da variação dos valores de DLP distribuídos pelas marcas utilizadas neste estudo (Siemens, GE e Philips).

Tabela 16 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca no DLP.

ANOVA

DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	79005,921	2	39502,961	3,509	,053
Within Groups	191379,029	17	11257,590		
Total	270384,950	19			

Graficamente, é nos Tomógrafos da GE que se constata um maior amplitude de resultados entre o mínimo e o máximo de DLP calculados, sendo a Philips a que apresenta menor variação de resultados dentro da marca de TC.

De entre todos os Tomógrafos, o menor valor de dose absorvida em termos de um exame completo é conseguido pela marca Siemens e o maior por uma TC Philips.

Graficamente parece ser a Philips que verifica ter o maior valor de percentil 75 de entre as marcas, no entanto este valor não é dado pela estatística, possivelmente devido ao reduzido número de casos (ver ANEXO VI – Tabela 1).

De uma análise semelhante ao resultado do nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito da marca na grandeza DLP, verifica-se que este é pouco maior que 0,05. Deste modo, chega-se a uma conclusão estatística, não muito forte, de que provavelmente não existe variabilidade suficientemente significativa nos resultados de DLP obtidos, entre as marcas de TC usadas, para haver algum tipo de efeito desta sobre a grandeza dosimétrica.

5.4.2. Número de cortes de TC

O gráfico da Figura 27 apresenta a variação dos valores de $CTDI_w$ distribuídos pelo número máximo de cortes que os Tomógrafos presentes neste estudo permitem efectuar, indicando o valor mínimo e máximo dessa variação, assim como os respectivos percentis (25, 50 e 70); os resultados discriminados encontram-se em anexo (ver ANEXO VI – Tabela 2).

A Tabela 17 apresenta o resultado da aplicação do teste One – Way ANOVA para a comparação da variação de $CTDI_w$ entre número de cortes (na realização deste teste foi considerado o número mínimo de 3 casos por amostra, assumindo-se a pouca relevância estatística de amostras inferiores a este número).

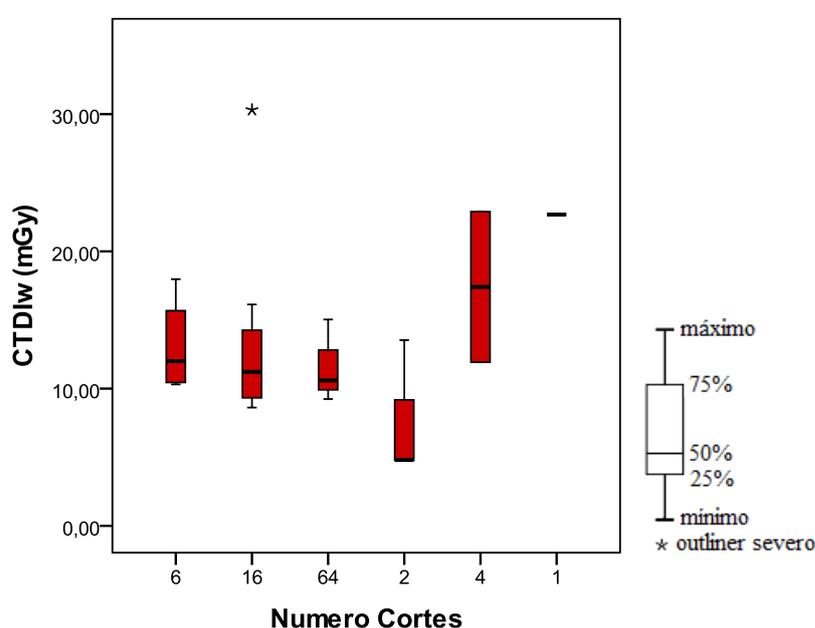


Figura 27 – Gráfico da variação dos valores de $CTDI_w$ distribuídos pelo número de cortes (6, 16, 64, 2 e 1) presentes nas TC deste estudo.

Tabela 17 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no $CTDI_w$.

ANOVA					
CTDI _w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	84,933	3	28,311	,799	,516
Within Groups	460,817	13	35,447		
Total	545,750	16			

Efectuando uma análise geral do gráfico verifica-se que o valor mínimo atingido de $CTDI_w$ é conseguido com uma TC de 2 cortes e o máximo por uma TC de 16 cortes.

Este ponto corresponde também a um *outlier* severo, indicando que se encontra disperso da maioria dos valores praticados pelas TC de 16 cortes.

Retirando da análise a TC de 1 e 4 cortes (por apresentarem um e dois casos, respectivamente), a maioria de valores praticados encontra-se mais próxima do mínimo de dose alcançado pelos respectivos cortes do que do valor máximo, sendo a TC de 6 cortes que verifica ter o percentil 75 mais elevado.

Tal como feito anteriormente, o nível de significância do teste do efeito do número de cortes sobre o $CTDI_w$ é feito pela análise da coluna *Sig* verificando se este valor é menor ou maior que a significância imposta de 5%; constata-se que $p = 0,51$ é maior que 0,05, pelo que a hipótese de que existe igualdade de valores entre os diferentes números de cortes presentes nas TC é aceite. Esta hipótese sugere portanto que não haver algum tipo de influência do número de cortes sobre o $CTDI_w$, sendo os parâmetros de aquisição provavelmente os principais responsáveis pelas variações de dose.

A conclusão anterior é reforçada ao excluir a possibilidade de haver algum efeito por parte do ponto *outlier*, como evidencia o nível de significância *Sig* da estatística de teste da Tabela 18.

Tabela 18 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no $CTDI_w$, sem o outlier.

ANOVA					
CTDI _w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	50,813	3	16,938	1,384	,295
Within Groups	146,822	12	12,235		
Total	197,635	15			

Seguindo o mesmo raciocínio, observa-se que o grau de significância para a estatística de teste obtida é de 0,295, sendo maior que 0,05. Deste modo, comparando os dois testes, verifica-se que o *outlier* encontrado não afecta os resultados, mantendo-se a conclusão anterior.

O gráfico da Figura 28 apresenta a variação dos valores de DLP distribuídos pelo número máximo de cortes que os Tomógrafos presentes neste estudo permitem efectuar, indicando o valor mínimo e máximo dessa variação, assim como os respectivos percentis (25, 50 e 70). A Tabela 19 apresenta o resultado da aplicação do teste One – Way ANOVA para a comparação da variação de DLP entre os diferentes números de cortes (na realização deste teste foi considerado o número mínimo de 3 casos por amostra, assumindo-se a pouca relevância estatística de amostras inferiores a este número).

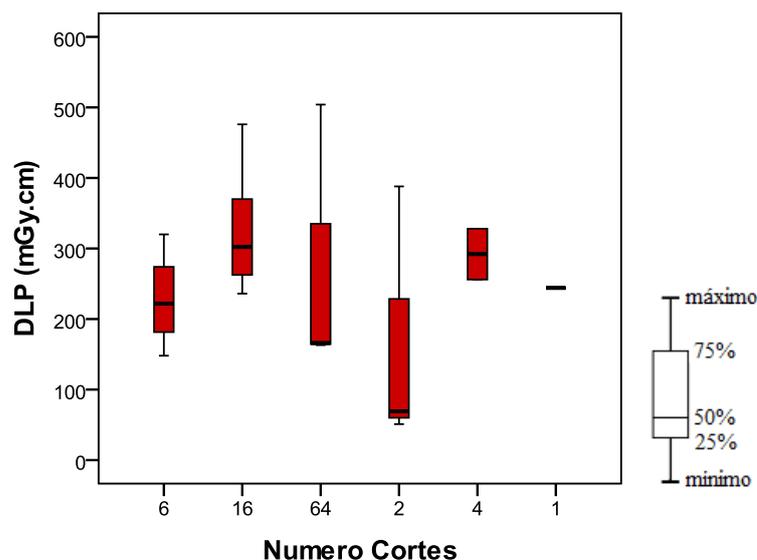


Figura 28 – Gráfico da variação dos valores de DLP distribuídos pelo número de cortes (6, 16, 64, 2 e 1) presentes nas TC deste estudo.

Tabela 29 – Nível de significância *Sig* do teste One – Way ANOVA para a estatística de teste do efeito do número de cortes no DLP.

ANOVA					
DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	59130,438	3	19710,146	1,238	,336
Within Groups	206897,798	13	15915,215		
Total	266028,235	16			

Uma análise similar é feita para o DLP; sem ter em conta a máquina de 4 e 1 cortes, verifica-se que o grosso dos valores praticados encontra-se mais próxima do mínimo atingindo pelos respectivos números de cortes, à excepção da TC de 6 cortes.

Observa-se que o valor mínimo de DLP é alcançado por uma TC de 2 cortes e o máximo por uma TC de 64 cortes; são estes dois Tomógrafos que apresentam a maior amplitude de resultados.

Ainda e sem contabilizar a amostra de TC de 4 e 1 cortes (por apresentarem um e dois casos, respectivamente) verifica-se que é a TC de 16 cortes apresenta o maior valor de percentil 75.

Pelo raciocínio anterior, constata-se que o nível de significância da estatística de teste entre grupos e dentro de grupos é de 0,336, verificando-se ser maior que valor de erro imposto. Mais uma vez, isto é sugestivo de que não é o número de cortes da TC que exerce alguma dependência no DLP, mas sim os protocolos aplicados em cada Instituição.

5.5. Dose Efectiva

A Tabela 20 sumariza os resultados da dose efectiva obtida pelo método dos coeficientes normalizados, E_{DLP} e, pela folha de cálculo da ImPACT (tendo em conta os coeficientes de ponderação tecidual estabelecidos pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103). Os resultados discriminados encontram-se em anexo (ver ANEXO VII).

Tabela 20 – Média, desvio padrão, mínimo e máximo da dose efectiva obtida pelo método E_{DLP} e pelo programa ImPACT para o exame de TC abdominal.

Statistics				
		Dose Efectiva EDLP	Dose Efectiva ImPACT 60	Dose Efectiva ImPACT 103
N	Valid	20	20	20
	Missing	0	0	0
Mean		4,021	5,660	5,845
Std. Deviation		1,7881	2,5948	2,6898
Minimum		,8	1,2	1,3
Maximum		7,6	10,0	11,0

Com o método dos coeficientes normalizados, E_{DLP} , obtêm-se um valor mínimo de 0,8 mSv e um valor máximo de 7,6 mSv , sendo que quando utilizando o programa de software estes valores aumentam respectivamente para 1,2 mSv e 10 mSv (com os coeficientes de ponderação tecidual ICRP 60) e para 1,3 mSv e 11 mSv (com os coeficientes de ponderação tecidual ICRP 103). Uma análise percentual da média de valores entre os métodos verifica ser da ordem dos 29,8% e 31,0%, o que parece ser substancial.

De modo a confirmar ou não a significância das diferenças encontradas é efectuado o teste de igualdade de valores médios com duas amostras emparelhadas com um nível de significância estatístico de 5%.

A normalidade das variáveis exigida para este teste foi verificada a 1% por o número de casos das amostras em causa não ser idealmente superior a 30 (ver ANEXO V – Tabela 1).

Os resultados do teste para o par de amostras emparelhadas Dose efectiva E_{EDLP} – Dose efectiva ImPACT (ICRP 60) e para o par Dose efectiva E_{DLP} – Dose efectiva ImPACT (ICRP 103) estão presentes nas Tabelas 21 e 22.

Tabela 31 – Correlação linear entre as variáveis do par 1 (Dose efectiva E_{DLP} – Dose efectiva ImPACT 60) e do par 2 (Dose efectiva E_{DLP} – Dose efectiva ImPACT 103).

Paired Samples Correlations				
		N	Correlation	Sig.
Pair 1	Dose Efectiva EDLP & Dose Efectiva ImPACT 60	20	,974	,000
Pair 2	Dose Efectiva EDLP & Dose Efectiva ImPACT 103	20	,978	,000

Pela análise do *output* da coluna *Correlation*, constata-se que o grau de associação linear entre as variáveis do par 1 e do par 2 é estatisticamente significativo, reflectindo o facto de que a resultados mais baixos/altos obtidos pelo método E_{DLP} correspondem também resultados mais baixos/altos obtidos pelo software ImPACT.

Tabela 22 – Nível de significância *Sig* da estatística de teste para a igualdade de valores médios da dose efectiva, E_{DLP} , com a dose efectiva do software ImPACT (ICRP 60 e 103).

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	Dose Efectiva EDLP - Dose Efectiva ImPACT 60	-1,6395	,9468	,2117	-2,0826	-1,1964	-7,744	19	,000
Pair 2	Dose Efectiva EDLP - Dose Efectiva ImPACT 103	-1,8245	1,0117	,2262	-2,2980	-1,3510	-8,065	19	,000

Da comparação dos valores médios de dose efectiva para o par 1 e para o par 2 observa-se que, em ambos, o nível de significância $p = 0,00$ para a hipótese inicial de igualdade de valores é menor que 0,05, o que quer dizer que os dados oferecem evidência estatística suficiente, como era de esperar, para que se possa rejeitar esta hipótese, levando à conclusão de que existem diferenças significativas entre os valores obtidos por os dois métodos. Apesar da elevada relação linear existente entre as variáveis em causa, parece-se ser significativo as diferenças de 29,8% e 31,0% verificadas, tendo em a dimensão das amostras.

A possível explicação para estas diferenças poderá residir no facto de que o coeficiente de dose efectiva normalizado, E_{DLP} , apresentado pela Comissão Europeia em 1999 reflectir a especificidade técnica de equipamentos mais antigos e possivelmente de protocolos de aquisição de há uma década atrás, o mesmo não acontecendo com o programa de software da ImPACT que tem em conta modelos utilizados neste estudo e os próprios parâmetros de aquisição, sugerindo por isso ser mais preciso. A ponderação destes factores juntamente com as diferenças encontradas entre os dois métodos leva a crer que os resultados da ImPACT estarão mais próximos dos reais e que o método dos coeficientes normalizados pode subestimar o risco à exposição para protocolos de TC abdominal actuais.

5.5.1. Relação entre os NRD e a dose efectiva

Com o propósito de verificar em que modo as grandezas de referência de diagnóstico influenciam os resultados de dose efectiva obtidos, a correlação entre os valores de $CTDI_w$ e DLP calculados na prática com a dose efectiva obtida através do programa ImPACT foi realizada por meio de um teste de regressão linear.

- $CTDI_w$

Os resultados da correlação entre o $CTDI_w$ e dose efectiva obtida segundo os coeficientes de ponderação tecidual das publicações 60 e 103 do ICRP são apresentados graficamente na Figura 29. As Tabelas 23 e 24 mostram o nível de significância estatístico da aceitabilidade do modelo de regressão linear, isto é, a capacidade da variável $CTDI_w$ conseguir explicar as variações ocorridas nos resultados de dose efectiva.

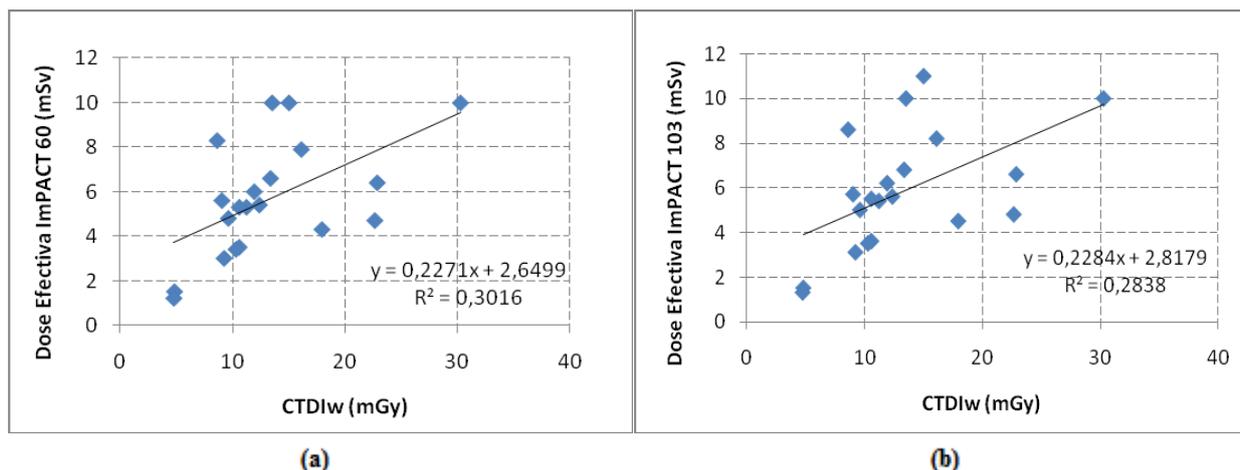


Figura 29 – (a) Correlação entre o $CTDI_w$ e a dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 60) e (b) dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 103) para o exame de TC abdominal.

Tabela 24 – Nível de significância *Sig* da aceitabilidade do modelo de regressão linear $CTDI_w$ – Dose efectiva ImPACT 60.

ANOVA^b

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	38,579	1	38,579	7,772	,012 ^a
	Residual	89,349	18	4,964		
	Total	127,928	19			

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose Efectiva ImPACT 60

Tabela 24 – Nível de significância *Sig* da aceitabilidade do modelo de regressão linear $CTDI_w$ – Dose efectiva ImPACT 103.

ANOVA^b

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	39,017	1	39,017	7,134	,016 ^a
	Residual	98,452	18	5,470		
	Total	137,470	19			

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose Efectiva ImPACT 103

Da análise gráfica observa-se que o $CTDI_w$ e a dose efectiva estão moderadamente ou pouco associados linearmente, no entanto o nível de significância *Sig* das Tabelas 23 e 24 para as duas estatísticas de testes verifica-se ser menor que 0,05, o que permite dizer que os diferentes valores da dose efectiva obtidos não são devidos ao acaso e são explicados em parte pelo modelo. De facto, o coeficiente de correlação ao quadrado, R^2 , verifica que a variável independente $CTDI_w$ permite explicar cerca de 30,2 % e 28,4% das variações ocorridas na dose efectiva obtida com os coeficientes tecidulares do ICRP 60 e 103, respectivamente.

- DLP

Os resultados da correlação entre o DLP e dose efectiva obtida segundo os coeficientes de ponderação tecidular das publicações 60 e 103 do ICRP são apresentados graficamente na Figura 30. As Tabelas 25 e 26 mostram o nível de significância estatístico da aceitabilidade do modelo de regressão linear, isto é, a capacidade da variável DLP conseguir explicar as variações ocorridas nos resultados de dose efectiva.

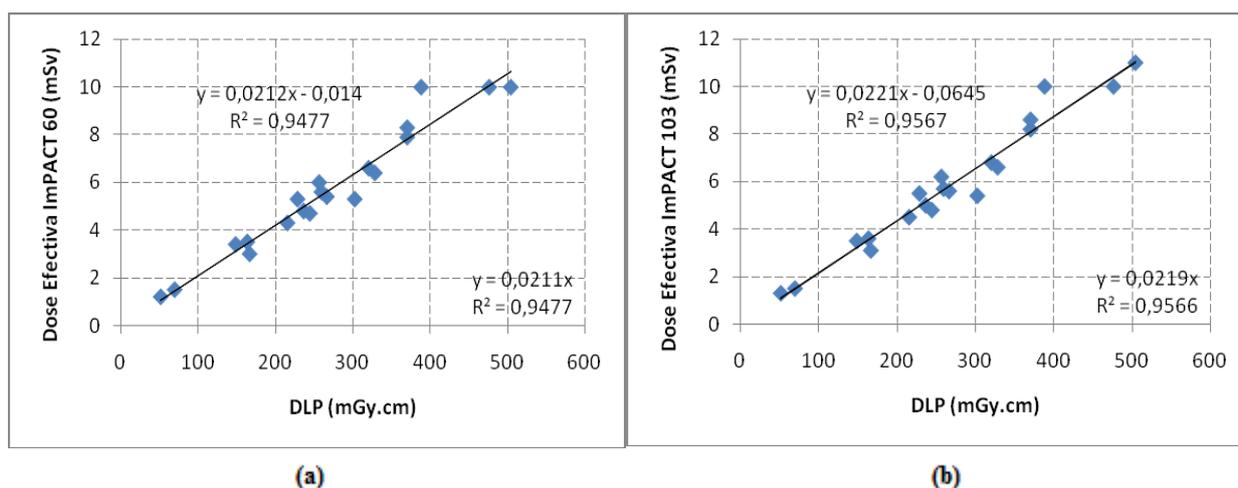


Figura 30 - (a) Correlação entre o DLP e a dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 60) e (b) dose efectiva obtida pela ImPACT (ICRP 103) para o exame de TC abdominal.

Tabela 25 – Nível de significância *Sig* da aceitabilidade do modelo de regressão linear DLP – Dose efectiva ImPACT 60.

ANOVA^p

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	121,242	1	121,242	326,412	,000 ^a
	Residual	6,686	18	,371		
	Total	127,928	19			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose Efectiva ImPACT 60

Tabela 26 – Nível de significância *Sig* da aceitabilidade do modelo de regressão linear DLP – Dose efectiva ImPACT 103.

ANOVA^b

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	131,517	1	131,517	397,718	,000 ^a
	Residual	5,952	18	,331		
	Total	137,470	19			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose Efectiva ImPACT 103

Constata-se em ambos os gráficos que o grau de correlação entre o DLP e a dose efectiva é extremamente forte, isto é, existe uma relação bastante linear entre as duas variáveis, sendo que valores mais baixos/altos de DLP correspondem valores mais baixos/altos de dose efectiva. Das tabelas, pela análise do nível de significância estatístico para ambos os modelos de regressão linear, constata-se que os resultados de dose efectiva obtidos são, de facto, explicados pelos diferentes resultados de DLP; o coeficiente de correlação ao quadrado, R^2 , evidência que esta grandeza influencia 94,7% e 95,6% da dose efectiva obtida com os coeficientes tecidulares do ICRP 60 e 103, respectivamente, mostrando assim o grau de dependência desta em relação ao DLP.

O $CTDI_w$ é um descritor de dose a nível local, isto é, representa a dose ao nível do corte adquirido, enquanto o DLP representa a extensão desta dose para toda a região do corpo que é irradiada. Uma vez que a dose efectiva representa uma dose de radiação ionizante absorvida pela totalidade do corpo da pessoa, é de esperar que grandezas que tenham em conta todo o varrimento longitudinal que é feito num exame de TC se relacionem mais com a dose efectiva obtida, como é o caso do DLP. Como a relação entre a dose efectiva e efeitos estocásticos provocados pela radiação é também assumida como linear [ICRP, 1991], o DLP pode estar fortemente correlacionado com os níveis de risco provenientes da radiação em TC, sugerido que a escolha da área a irradiar é de grande importância.

Em ambos os gráficos, é ainda apresentada uma equação de recta, no lado inferior direito, que corresponde à recta de regressão linear passando pelo ponto (0,0) do gráfico (a recta não é visível porque se encontra sobreposta). O seu objectivo é estimar o coeficiente de dose efectiva normalizado, E_{DLP} , forçando a recta a ter uma ordenada de origem zero, tal como a equação apresentada pela Comissão Europeia para o cálculo da dose efectiva ($E = E_{DLP} \cdot DLP$); o declive desta recta será o coeficiente E_{DLP} utilizado pela ImPACT. O seu resultado é de 0,021 $mSv/mGy.cm$ e 0,022 $mSv/mGy.cm$, comparativamente ao sugerido pela Comissão Europeia de 0,015 $mSv/mGy.cm$. Desta forma, as diferenças anteriormente encontradas pelo método dos coeficientes normalizados e pela ImPACT serão então devidas à discrepância de 28,5% e 31,8% entre o coeficiente dado e o estimado segundo o ICRP 60 e ICRP 103, respectivamente.

5.5.2. Comparação com o nível de referência europeu e outros estudos

A Tabela 27 compara os resultados da média e do percentil 75 da dose efectiva obtida neste estudo, pelo método dos coeficientes normalizados, E_{DLP} , e pelo programa ImPACT, com o estabelecido pela Comissão Europeia e ainda com dados mencionados nos artigos do Reino Unido, Grécia, Tanzânia e Itália em exames de TC abdominal.

Tabela 27 – Comparação dos resultados da média e percentil 75 da dose efectiva, E, obtida neste estudo (Portugal) com os apresentados por outros estudos e o proposto pela CE para o exame de TC abdominal.

	E_{DLP} (mSv)		E ImPACT 60 (mSv)		E ImPACT 103 (mSv)	
	Média	Perc. 75	Média	Perc. 75	Média	Perc. 75
Portugal	4,0	5,4	5,7	7,6	5,8	7,9
Reino Unido ¹	5,3	-----	-----	-----	-----	-----
Grécia ²	6,96	8,42	-----	-----	-----	-----
Tanzânia ³	14,7	16,2	-----	-----	-----	-----
Itália ⁴	8,3	9,5	-----	-----	-----	-----
CE ⁵	-----	11,7	-----	-----	-----	-----

¹[Shrimpton, 2005]

²[Hatzioannou, 2003]

³[Ngaile, 2006]

⁴[Papadimitriou, 2003]

⁵[EUR 16262 EN, 1999]

Relativamente ao percentil 75 obtido, é possível constatar que Portugal obtém resultados mais baixos em ambos os métodos relativamente aos outros estudos, diferindo aproximadamente em 35,9%, 66,7%, 43,2% e 53,8% dos resultados da Grécia, Tanzânia, Itália e C.E, respectivamente, quando analisando o valor de E_{DLP} ; já com o programa ImPACT as diferenças observadas diminuem substancialmente, o que é explicado pela discrepância em cerca de 30% calculada anteriormente entre os dois métodos. Comparando com o Reino Unido a diferença entre as médias é de 24,5%.

Viu-se anteriormente que a grandeza DLP mantém uma relação linear forte com a dose efectiva obtida, sendo de esperar que a diferença de resultados entre os artigos seja devida a diferenças ao nível do DLP.

Com a excepção da Tanzânia, todos os estudos encontram-se abaixo do nível estabelecido pela CE, o que evidencia consenso por parte destes em diminuir o nível de risco associado ao exame de TC abdominal.

5.5.3. Estimativa da dose absorvida nos órgãos

Viu-se anteriormente que a dose equivalente H_T é a dose absorvida média num órgão ou tecido ponderada para o tipo e energia da radiação envolvida, neste caso a radiação X. Utilizando os cálculos de dose equivalente H_T executados pelo programa ImPACT, efectuou-se uma média do valor desta grandeza, de entre todos os protocolos em causa,

para cada órgão que se encontrava discriminado segundo o ICRP 103. Optou-se por usar os valores apresentados por este, por se tratar de uma publicação mais recente e também por contabilizar um maior número de órgãos. Na Figura 31 é apresentada a distribuição percentual da dose média absorvida por diversos órgãos num exame de TC abdominal, tendo em conta os parâmetros de aquisição recolhidos e um comprimento irradiado de 21,5 cm.

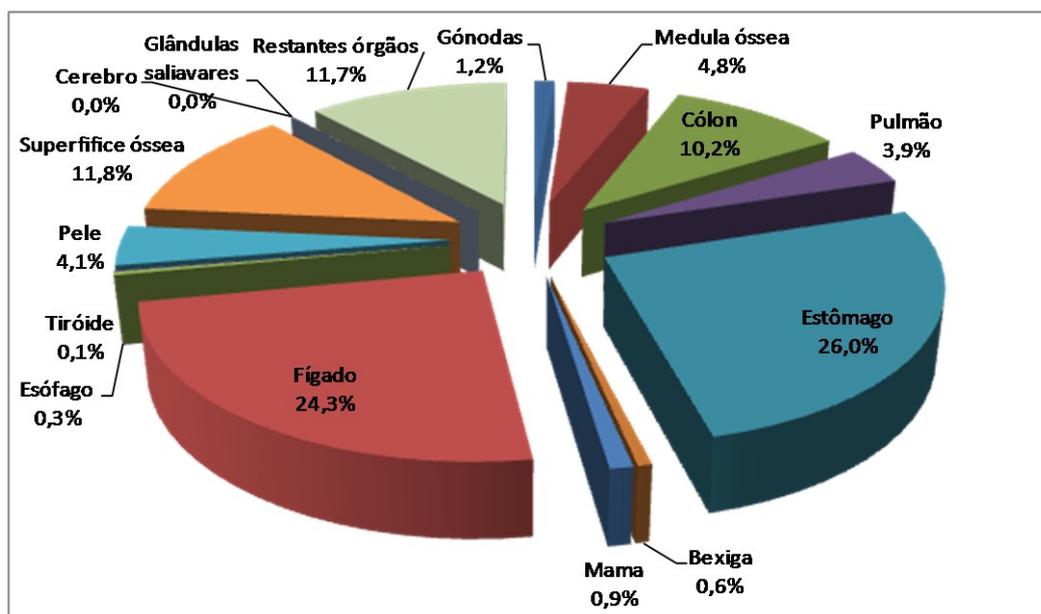


Figura 31 – Distribuição percentual da dose média absorvida em diversos órgãos do corpo para o exame de TC abdominal.

Observa-se que é o estômago e o fígado que apresentam a maior percentagem de dose média absorvida, seguidos da superfície óssea (11,8%) e do cólon (10,2%). Verifica-se ainda que os restantes órgãos absorvem uma dose equivalente a 11,7%; de realçar que nesta fatia estão incluídos órgãos como os rins, o baço, e o pâncreas, os quais se encontram alojados na cavidade abdominal e, sendo por isso de esperar alguma contribuição por parte desta fracção. Órgãos considerados críticos como as gónodas contabilizam apenas 1,2% do total. Verifica-se também que órgãos bastantes afastados da área irradiada quase não absorvem dose, como é o caso do cérebro, das glândulas salivares, tiróide e esófago; outros órgãos como a mama e a bexiga também apresentam uma baixa percentagem de dose absorvida e órgãos próximos da área considerada, como o pulmão, medula óssea e pele apresentam uma percentagem de 3,9%, 4,8% e 4,1%, respectivamente.

6. Conclusões

Neste trabalho foram determinados os Níveis de Referência de Diagnóstico para o exame de TC abdominal em Portugal, a partir do valor do terceiro quartil da distribuição, de entre 20 Tomógrafos, das quantidades dosimétricas $CTDI_w$ e DLP.

O nível de referência $CTDI_w$, correspondente à dose na região do corte adquirido, foi de 15,9 *mGy* e o nível de referência DLP para um exame completo foi de 360 *mGy.cm*, verificando-se serem inferiores em 54,6% e 53,8%, respectivamente, aos propostos pela Comissão Europeia.

Da comparação com os resultados referenciados de outros estudos foram verificados diferentes alcances nos valores de NRD obtidos. Contudo, estas diferenças parecem não ser significantes, quando comparando todo o conjunto de dados entre si (com excepção do DLP apresentado pela Tanzânia) com os NRD Europeus, levando a crer que há uma uniformidade entre as Instituições em Portugal e dos restantes países no sentido de minimizar os níveis de dose administrados e consequentemente otimizar o processo de protecção do paciente quando sujeito a exposições à radiação para este exame em particular.

Na estimativa do potencial risco biológico causado pelo exame de TC abdominal, verificam-se diferenças substanciais entre o programa da ImPACT e o método dos coeficientes de dose efectiva normalizados, E_{DLP} , proposto pela Comissão Europeia. No primeiro método obteve-se como níveis de referência para a dose efectiva 7,6 *mSv* e 7,9 *mSv* (utilizando os coeficientes de ponderação tecidual do ICRP 60 e ICRP 103, respectivamente), enquanto pelo segundo método o valor foi de 5,4 *mSv*. Os resultados encontrados, por ambos os métodos, verificam-se estar abaixo do nível de referência europeu, sendo os da ImPACT bastante mais concordantes com os estimados por outros países. Desta observação, parece ser conclusivo que quando estimada a dose efectiva utilizando o método dos coeficientes normalizados para o abdómen, tal deve ser feito em conjunto com cálculos de Monte Carlo (quando existentes), pois estes têm em consideração a especificidade particular de cada Tomógrafo, assim como os parâmetros de aquisição utilizados, sugerindo ser mais precisos.

No estabelecimento de relações entre os NRD e a dose efectiva, constatou-se que é a quantidade de referência de diagnóstico DLP que verifica estar fortemente associada aos resultados obtidos, existindo uma grande dependência linear entre as duas variáveis, pelo que a escolha do comprimento a irradiar parece ser de grande importância na estimativa do risco biológico associado à exposição radiológica.

Ainda e, tendo apenas como suporte o estudo realizado, concluí-se que são órgãos como o estômago e o fígado que apresentam a maior percentagem de dose média absorvida (26,0% e 24,3%, respectivamente) aquando da realização de um exame de TC abdominal.

Na procura de correlações entre os parâmetros de aquisição adquiridos e os valores de $CTDI$ obtidos, verificou-se que estes se encontram fortemente relacionados com o conjunto dos parâmetros de exposição, apresentando um grau de relação linear bastante

elevado e que como um todo conseguem explicar a variabilidade dos resultados encontrados. Individualmente, verificou-se que são parâmetros como a corrente, tempo de rotação e passo que mais influenciam significativamente os resultados obtidos, sendo que quanto maior o valor dos dois primeiros parâmetros, maior a dose conseguida e quanto maior o valor do passo, menor dose é atribuída (quando os restantes parâmetros são mantidos constantes). Também da observação dos parâmetros de aquisição aplicados entre tomógrafos foi ainda possível constatar que para o mesmo tipo de exame, em particular na TC abdominal, existem diferenças entre os mesmos consoante a Instituição.

Em relação aos equipamentos de TC utilizados, apesar de existir alguma variação dos descritores de dose $CTDI_w$ e DLP entre as diferentes marcas e número de cortes efectuados pelos Tomógrafos em causa, concluí-se que a amostra considerada não apresenta variabilidade suficiente nos resultados obtidos para que seja a marca e número de cortes da TC a exercer algum tipo de influência ou dependência nos valores de dose de radiação alcançados pelas mesmas. Reforça-se assim, a conclusão anterior de que os diferentes valores de dose administrados são o reflexo das diferentes técnicas aplicadas pelas várias Instituições.

É importante ter consciência que o processo de optimização é um trabalho contínuo, passando pela selecção óptima dos parâmetros de exposição e região do corpo a analisar, pelo que o trabalho desenvolvido representa apenas um pequeno passo em direcção à implementação dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Portugal, nomeadamente para exames de TC abdominal. O estudo foi limitado pelo número de Tomógrafos envolvidos e pela assumpção de um varrimento irradiado constante em todos os protocolos, pelo que uma possível continuação e optimização dos resultados deste trabalho passariam pela realização de estudos específicos relativamente aos indivíduos que são submetidos a exames de TC abdominal nas várias Instituições nacionais. Um outro aspecto relevante a considerar, segundo as *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* e que não fez parte dos objectivos a cumprir, é a avaliação da qualidade da imagem; a obtenção de uma boa imagem é conseguida à custa de um aumento de dose, assim que o processo de optimização da protecção do paciente em TC passaria pela análise destes dois parâmetros em conjunto.

Para finalizar e, paralelamente ao trabalho realizado, com o propósito de validar o conjunto de medições experimentais efectuadas no centro e em cada uma das periferias do fantoma, tentou-se iniciar um estudo em Monte Carlo com o programa Penélope 2008 para simular o valor da dose lido em cada um dos pontos do fantoma. Este estudo consistiria essencialmente pela simulação da geometria e material de um equipamento de TC com o fantoma de corpo centrado e também pela simulação da ampola de raios – X em vários ângulos em torno do fantoma. Devido à escassez de tempo e por se tratar de uma ideia tardia, apenas foi construída a geometria da TC e do fantoma (ver ANEXO VIII), pelo que se deixa também como sugestão, de um trabalho futuro aprofundar, a continuação deste projecto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

AllRefer Health (2010). *liver-metastases-ct-scan* [imagem online]. Disponível em <http://health.allrefer.com/pictures-images/liver-metastases-ct-scan.html> [acedido em 10 Setembro de 2010].

Bauhs, J. et al. (2008). CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. *RadioGraphics*, **28** (1): 245 – 253.

Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, M.J. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2ª Edição, Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia.

Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997. *Health Protection of individuals against the dangerous of ionizing radiation in relation to medical exposure and repealing Directive 84/466/Euratom*; Concelho da União Europeia.

Decreto – Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto. *Diário da República nº 182/2002 – I Série A*. Ministério da Saúde. Lisboa.

E.C., European Commission. (1999). *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* EUR 16262 EN. Luxemburg. Disponível em <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm> [acedido 29 de Março de 2010].

E.C., European Commission. (2001). *Radiation Protection 109: Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRL's) for medical exposures*. Luxemburg. Disponível em http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/109_en.pdf [acedido 15 de Julho de 2010].

Edyvean, S., Lewis, M.A., Britten, A.J. (1997). *CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol – version 5.0* July 1997. Imaging and Performance Assessment of CT Scanners (ImPACT). London

Ferreira, C.C., Maia, A. F., Almeida, L.G., Macedo, L.E.A. (2008). Resultados dosimétricos obtidos com uma câmara de ionização do tipo dedal e com dosímetros termoluminescentes em feixes de Tomografia Computorizada. *Scientia Plena*, **4** (11).

Hart, D., Wall, B.F. (2002). *Radiation Exposure of the UK Population from Medical and Dental X-ray Examinations*. National Radiological Protection Board Document NRPB – W4. Chilton, England.

Hatzioannou, K., Papanastassiou, E., Delichas, M., Bousbouras, P. (2003). A contribution to establishment of diagnostic reference levels in CT. *British Journal of Radiology*, **73**: 541 – 545.

Hopkins Bayview (2008). *ctscan* [imagem online]. Disponível em <http://www.hopkinsbayview.org/imaging/services/ctscan.html> [acedido 3 de Junho de 2010].

IAEA, International Atomic Energy Agency (2010). *Is there a difference in pattern of radiation dose in CT and in conventional X rays (radiographs)* Disponível em <http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/Patients/patient-information-computed-tomography/index.htm> [acedido 15 de Junho de 2010].

IAEA, International Atomic Energy Agency (2010). *PETCT* [imagem online]. Disponível em http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/PETCT.htm [acedido 14 de Março de 2010].

ICRP, International Commission on Radiological Protection. (1991). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, Annals of the ICRP. Vol **21** (1-3).

ICRP, International Commission on Radiological Protection. (2007). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103, Annals of the ICRP.

ImPACT, Imaging Performance Assessment of CT Scanners. (2009). *ImPACT's CT patient dosimetry calculator – version 1.0*. Disponível em <http://www.impactscan.org> [acedido 15 de Maio de 2010].

KarthiKeyan, D. (2007). *CT Abdomen: A Pattern Approach*. 1º Edição, Jaypee Brothers Medical Publishers. New Delhi, India.

Lima, J.J.P. (2009). *Técnicas de Diagnóstico com Raios X: Aspectos Físicos e Biofísicos*. 2ª Edição, Imprensa da Universidade de Coimbra. Coimbra.

McNitt-gray, M.F. (2002). AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT – Radiation Dose in CT. *RadioGraphics*, **22** (6):1541 – 1535.

Nagel, H.D. (2002). *Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology*. 4ª Edição, CTB Publications. Hamburg.

Ngaile, J.E., Msaki, P., Kazema, R. (2006). Towards establishment of national reference dose levels computed tomography examinations in Tanzania. *J. Radiol. Prot.*, **26**: 213 – 225.

Papadimitriou, D. et al. (2003). A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy: examination frequency, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat. Prot. Dosimetry*, **104** (1): 47 – 53.

ProKop M., Galanski, M. (2003). *Spiral and Multislice Computed Tomography of the body*. Thieme. Struttgart, Germany.

RadiologyInfo (2010). *abdo-ct-norm* [imagem online]. Disponível em <http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/gallery3.cfm?pid=1&image=abdo-ct-norm.jpg&pg=abdominct> [acedida 3 de Junho de 2010].

Shrimpton, P.C., Lewis M.A., Dunn M. (2005). *Doses from Computed Tomography examinations in the UK – 2003 review*. National Radiological Protection Board Document NRPB – W67. Chilton, England.

Smith, F.A. (2000). *A Primer in Applied Radiation Physics*. World Scientific Publishing. Singapore.

Tsapaki, V. et al. (2006). Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest and Abdominal CT – IAEA coordinated Research Project. *Radiology*, **240** (3): 828 – 834.

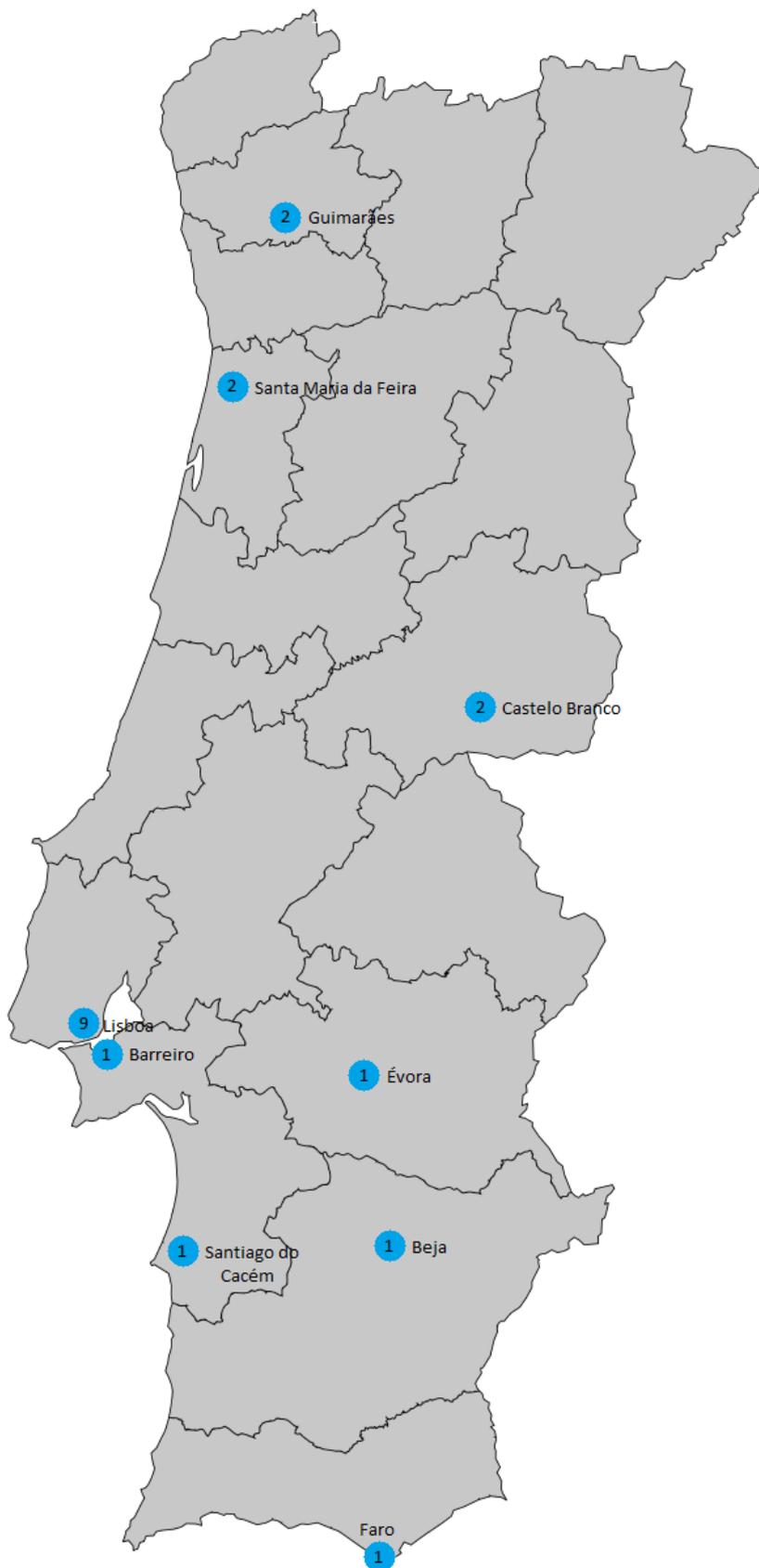
Tsapaki, V., Rehani, M. (2007). Dose management in CT facility. *Biomel Imaging Interv J*, **3** (2): e43.

Tsapaki, V., Rehani, M., Saini, S. (2010). Radiation Safety in Abdominal Computed Tomography. *Semin UltraSound CT MRI*, **31**: 29 – 38.

UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (2000). *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. Report to the general assembly annex D: medical radiation exposures. Vol I. United Nations, New York.

Weeb, S. et al. (1996). *The Physics of Medical Imaging*. IOP Publishing. London.

ANEXO I – Distribuição geográfica do número de TC da amostra



ANEXO II – Frequência dos parâmetros de aquisição

Tabela 1 – Frequência do parâmetro de aquisição tensão (kV) utilizado entre os 20 Tomógrafos.

Tensão (kV)					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	110	2	10,0	10,0	10,0
	120	14	70,0	70,0	80,0
	130	4	20,0	20,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

Tabela 2 – Frequência do parâmetro de aquisição tempo de rotação (s) utilizado entre os 20 Tomógrafos.

Tempo de rotação (s)					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	,50	4	20,0	20,0	20,0
	,60	3	15,0	15,0	35,0
	,75	3	15,0	15,0	50,0
	,80	6	30,0	30,0	80,0
	,85	1	5,0	5,0	85,0
	1,00	3	15,0	15,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

Tabela 3 – Frequência do parâmetro de aquisição corrente (mA) utilizado entre os 20 Tomógrafos.

Corrente (mA)					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	100,0	1	5,0	5,0	5,0
	111,7	1	5,0	5,0	10,0
	112,5	1	5,0	5,0	15,0
	120,0	1	5,0	5,0	20,0
	125,0	1	5,0	5,0	25,0
	140,0	1	5,0	5,0	30,0
	145,0	1	5,0	5,0	35,0
	247,5	1	5,0	5,0	40,0
	250,0	4	20,0	20,0	60,0
	320,0	2	10,0	10,0	70,0
	333,0	2	10,0	10,0	80,0
	350,0	1	5,0	5,0	85,0
	370,0	1	5,0	5,0	90,0
	395,0	1	5,0	5,0	95,0
	400,0	1	5,0	5,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

Tabela 4 – Frequência de valores do parâmetro de aquisição passo utilizado entre os 20 Tomógrafos.

Passo					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	,500	1	5,0	5,0	5,0
	,641	1	5,0	5,0	10,0
	,750	2	10,0	10,0	20,0
	,800	1	5,0	5,0	25,0
	,875	1	5,0	5,0	30,0
	,900	1	5,0	5,0	35,0
	,938	1	5,0	5,0	40,0
	1,000	3	15,0	15,0	55,0
	1,200	1	5,0	5,0	60,0
	1,370	1	5,0	5,0	65,0
	1,400	1	5,0	5,0	70,0
	1,500	3	15,0	15,0	85,0
	1,800	1	5,0	5,0	90,0
	2,000	2	10,0	10,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

Tabela 5 – Frequência de valores do parâmetro de aquisição colimação total (mm) utilizado entre os 20 Tomógrafos.

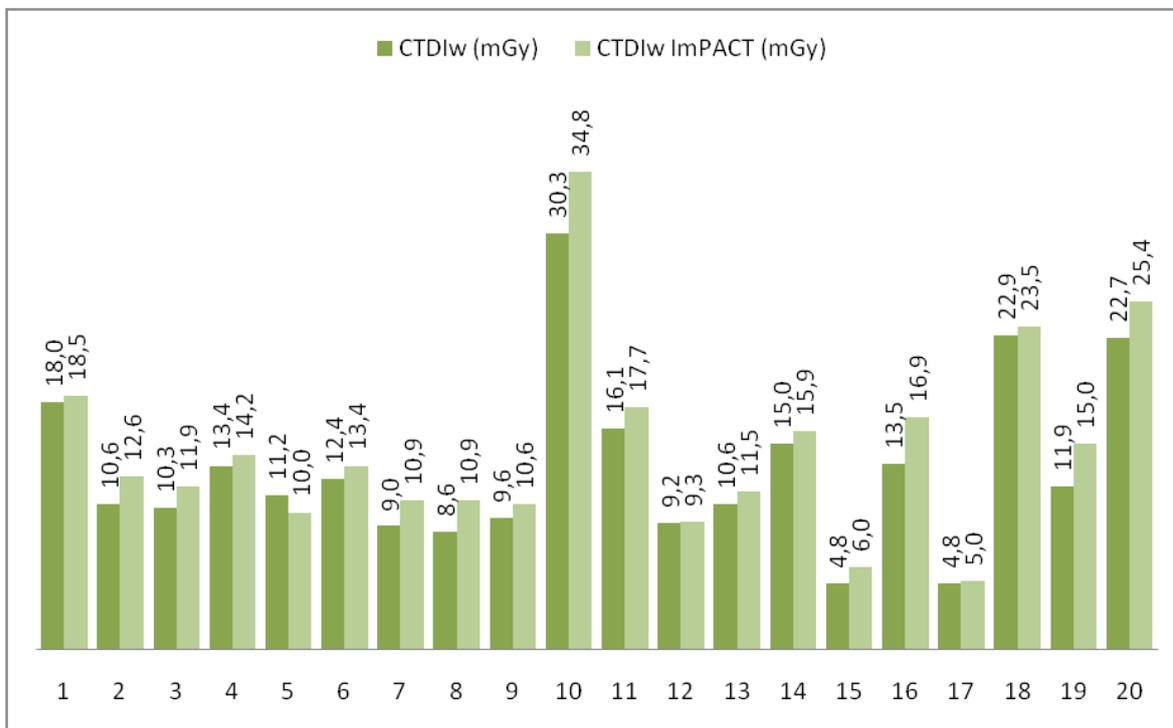
Colimação Total (mm)					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	2,4	1	5,0	5,0	5,0
	4,0	1	5,0	5,0	10,0
	5,0	3	15,0	15,0	25,0
	6,0	2	10,0	10,0	35,0
	7,2	1	5,0	5,0	40,0
	8,0	1	5,0	5,0	45,0
	9,0	1	5,0	5,0	50,0
	10,0	6	30,0	30,0	80,0
	15,0	1	5,0	5,0	85,0
	20,0	1	5,0	5,0	90,0
	24,0	1	5,0	5,0	95,0
	40,0	1	5,0	5,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

Tabela 6 – Frequência de valores do parâmetro de aquisição FOV (mm) utilizado entre os 20 Tomógrafos.

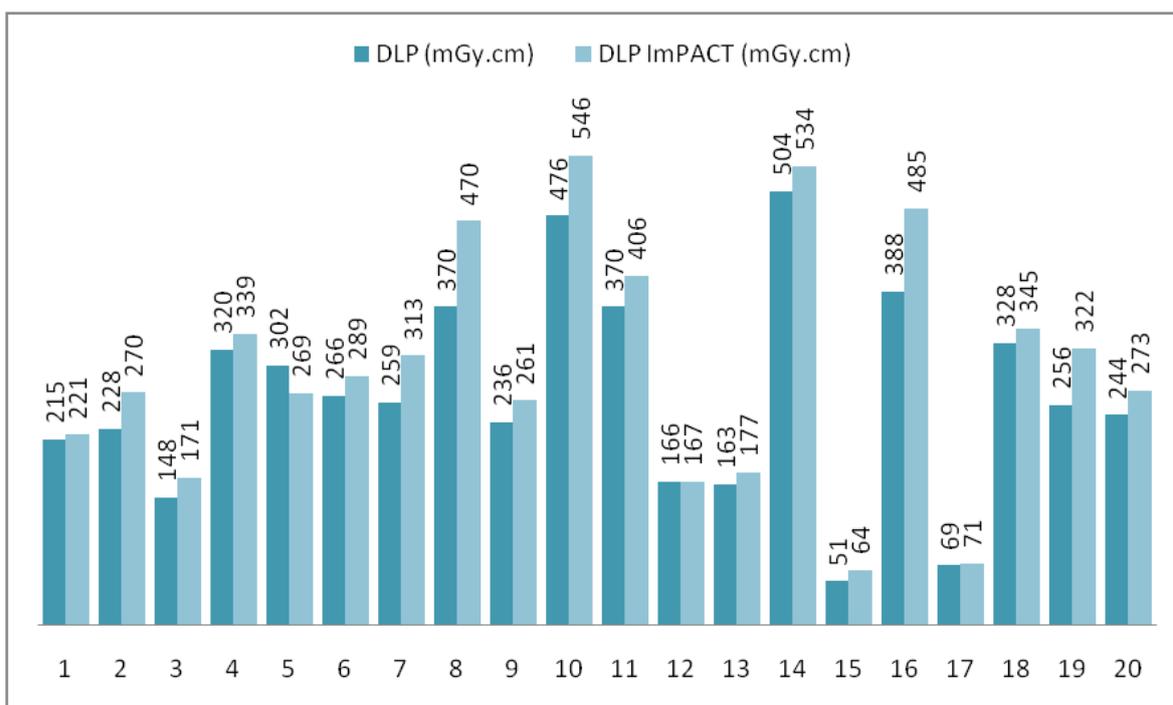
FOV (mm)					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	295	1	5,0	5,0	5,0
	300	2	10,0	10,0	15,0
	313	1	5,0	5,0	20,0
	350	3	15,0	15,0	35,0
	360	7	35,0	35,0	70,0
	380	4	20,0	20,0	90,0
	450	1	5,0	5,0	95,0
	500	1	5,0	5,0	100,0
	Total	20	100,0	100,0	

ANEXO III – CTDI_w e DLP experimentais e CTDI_w e DLP da ImPACT

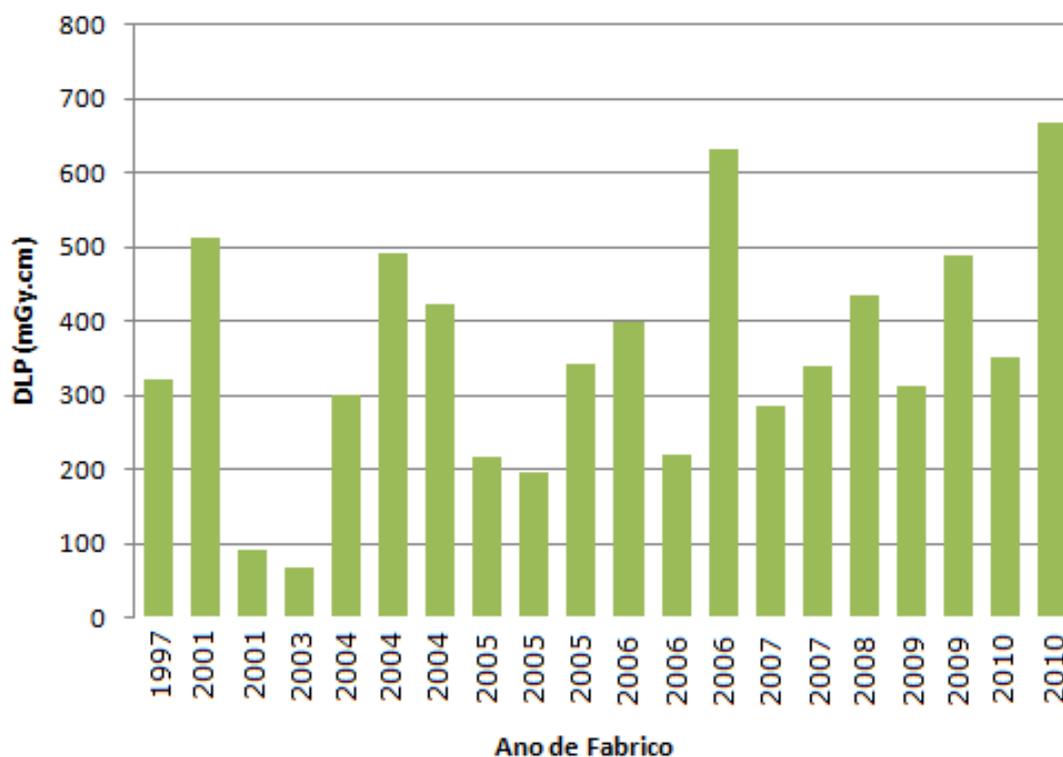
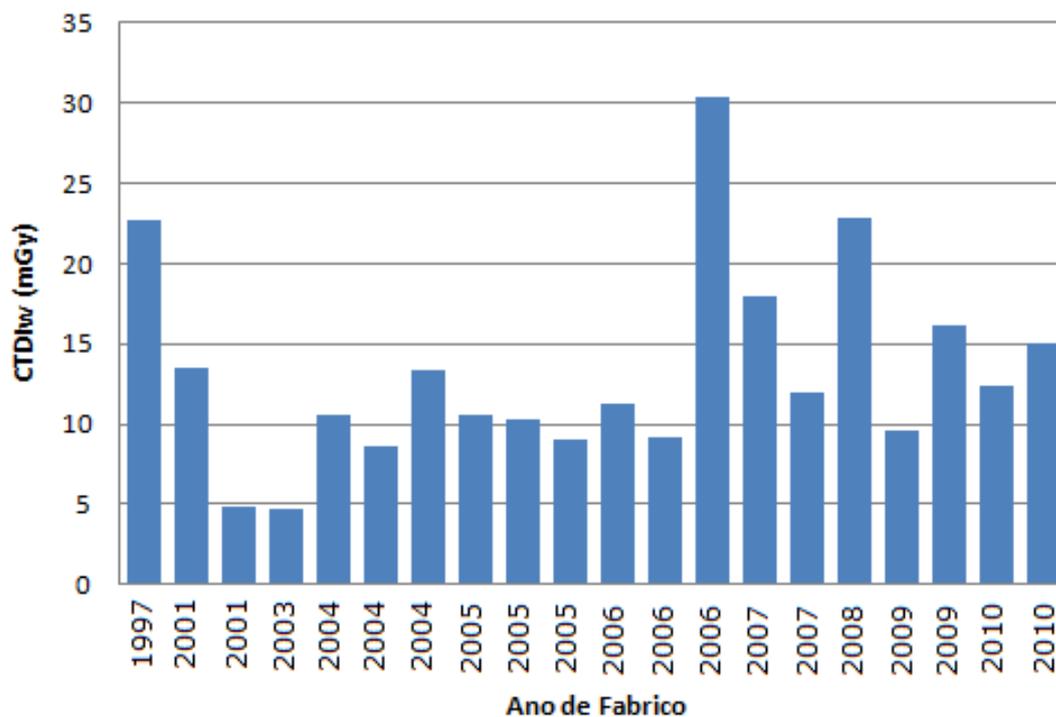
- CTDI_w experimental e CTDI_w do software ImPACT



- DLP experimental e DLP do software ImPACT



ANEXO IV – CTDI_w e DLP experimental por ano de fabrico de TC



ANEXO V – Testes de normalidade e igualdade de variâncias

Tabela 1 – Teste de normalidade das variáveis CTDI_w, CTDI_w ImPACT, DLP, DLP ImPACT, Dose efectiva (E_{DLP}, ImPACT 60 e 103).

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI _w (mGy)	,182	20	,081	,894	20	,033
CTDI _w ImPACT (mGy)	,142	20	,200*	,893	20	,030
DLP (mGy.cm)	,107	20	,200*	,979	20	,914
DLP ImPACT (mGy.cm)	,121	20	,200*	,961	20	,557
Dose Efectiva Total EDLP	,107	20	,200*	,979	20	,913
Dose Efectiva Total ImPACT 60	,109	20	,200*	,951	20	,389
Dose Efectiva Total ImPACT 103	,121	20	,200*	,965	20	,649

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 2 – Teste de homogeneidade de variâncias entre grupos (marcas) para as amostras de CTDI_w e DLP.

Test of Homogeneity of Variances				
	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
CTDI _w (mGy)	8,636	2	17	,003
DLP (mGy.cm)	,442	2	17	,650

Tabela 3 – Teste de normalidade das variáveis CTDI_w e DLP em cada grupo de marcas (Siemens, GE, Philips).

Marca	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
CTDI _w (mGy)	Siemens	,210	10	,200*	,894	10	,190
	GE	,203	7	,200*	,950	7	,727
	Philips	,220	3	.	,986	3	,777
DLP (mGy.cm)	Siemens	,122	10	,200*	,985	10	,986
	GE	,209	7	,200*	,965	7	,864
	Philips	,282	3	.	,935	3	,508

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 4 – Teste de homogeneidade de variâncias entre grupos (número de cortes – 6, 16, 64, 2) para as amostras de CTDI_w e DLP.

Test of Homogeneity of Variances				
	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
CTDI _w (mGy)	,714	3	13	,561
DLP (mGy.cm)	4,048	3	13	,031

Tabela 5 – Teste de normalidade das variáveis CTDI_w e DLP em cada grupo de número de cortes (6, 16, 64, 2).

Numero Cortes		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI _w (mGy)	6	,257	4	.	,867	4	,285
	16	,293	7	,070	,729	7	,008
	64	,300	3	.	,913	3	,429
	2	,383	3	.	,756	3	,012
DLP (mGy.cm)	6	,249	4	.	,964	4	,803
	16	,187	7	,200*	,908	7	,379
	64	,382	3	.	,757	3	,015
	2	,368	3	.	,790	3	,091

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

ANEXO VI – CTDI_w e DLP por marcas e número de cortes

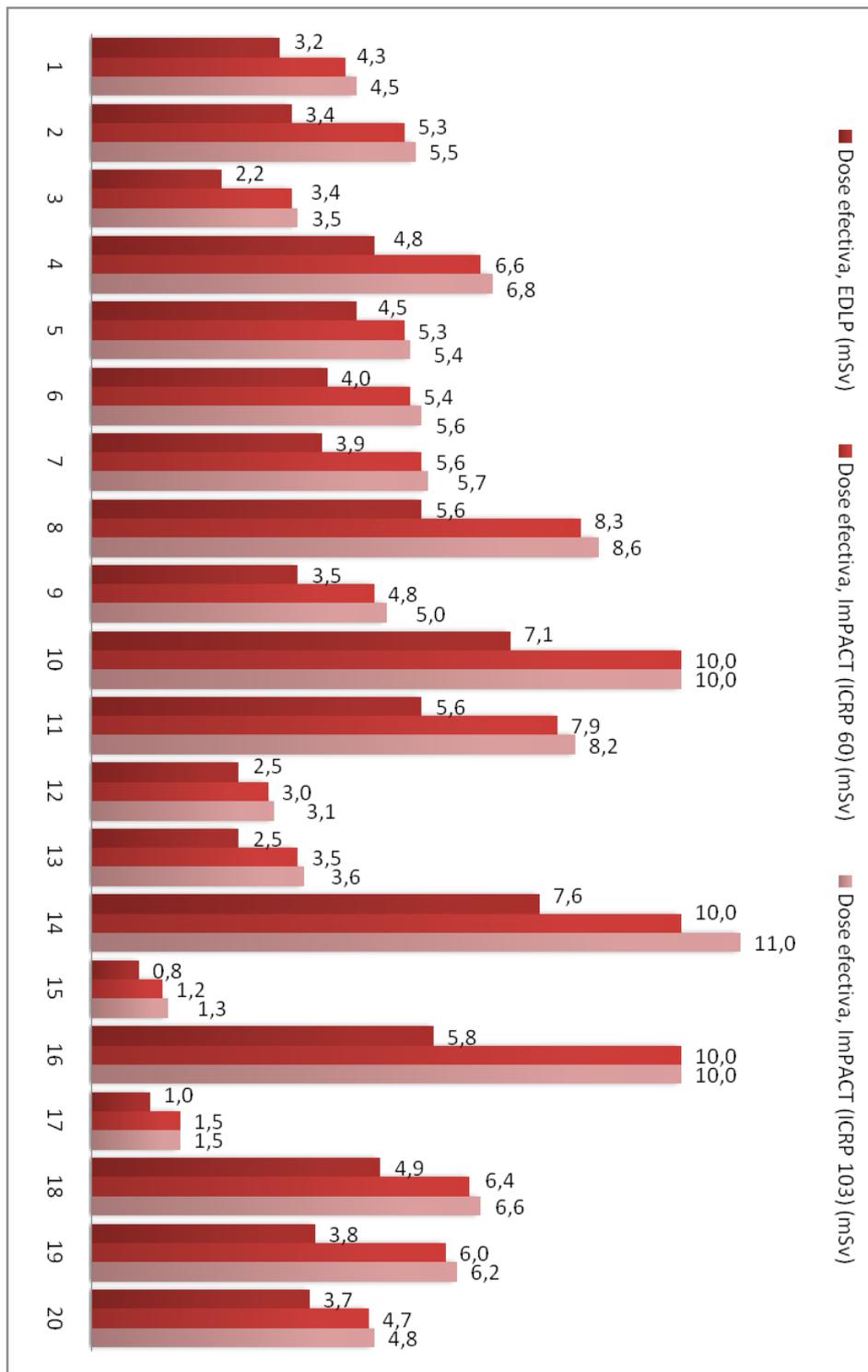
Tabela 1 – Média, desvio padrão, mínimo, máximo e percentis (25, 50 e 75) da distribuição do CTDI_w e DLP por marca (Siemens, GE, Philips).

Marca			CTDI _w (mGy)	DLP (mGy. cm)
Siemens	N	Valid	10	10
		Missing	0	0
	Mean	10,471	216,80	
	Std. Deviation	3,3368	89,912	
	Minimum	4,8	51	
	Maximum	18,0	370	
	Percentiles	25	8,932	159,25
		50	10,446	221,50
75		11,517	275,00	
GE	N	Valid	7	7
		Missing	0	0
	Mean	16,541	285,29	
	Std. Deviation	8,9726	129,433	
	Minimum	4,8	69	
	Maximum	30,3	476	
	Percentiles	25	9,624	236,00
		50	13,532	256,00
75		22,890	388,00	
Philips	N	Valid	3	3
		Missing	0	0
	Mean	14,848	398,00	
	Std. Deviation	1,3845	95,142	
	Minimum	13,4	320	
	Maximum	16,1	504	
	Percentiles	25	13,380	320,00
		50	15,035	370,00
75		-	-	

Tabela 2 - Média, desvio padrão, mínimo, máximo e percentis (25, 50 e 75) da distribuição do CTDI_w e DLP por número de cortes (6, 16, 64, 2, 4, 1) presentes nas TC.

Numero Cortes			Statistics	
			CTDI _w (mGy)	DLP (mGy. cm)
6	N	Valid	4	4
		Missing	0	0
	Mean		13,061	227,75
	Std. Deviation		3,5560	70,788
	Minimum		10,3	148
	Maximum		18,0	320
	Percentiles	25	10,376	164,75
		50	11,984	221,50
		75	16,824	297,00
16	N	Valid	7	7
		Missing	0	0
	Mean		13,904	325,57
	Std. Deviation		7,6761	84,790
	Minimum		8,6	236
	Maximum		30,3	476
	Percentiles	25	9,037	259,00
		50	11,229	302,00
		75	16,130	370,00
64	N	Valid	3	3
		Missing	0	0
	Mean		11,620	277,67
	Std. Deviation		3,0333	196,016
	Minimum		9,2	163
	Maximum		15,0	504
	Percentiles	25	9,238	163,00
		50	10,588	166,00
		75	.	.
2	N	Valid	3	3
		Missing	0	0
	Mean		7,704	169,33
	Std. Deviation		5,0471	189,585
	Minimum		4,8	51
	Maximum		13,5	388
	Percentiles	25	4,758	51,00
		50	4,823	69,00
		75	.	.
4	N	Valid	2	2
		Missing	0	0
	Mean		17,410	292,00
	Std. Deviation		7,7499	50,912
	Minimum		11,9	256
	Maximum		22,9	328
	Percentiles	25	11,930	256,00
		50	17,410	292,00
		75	.	.
1	N	Valid	1	1
		Missing	0	0
	Mean		22,680	244,00
	Minimum		22,7	244
	Maximum		22,7	244
	Percentiles	25	22,680	244,00
		50	22,680	244,00
		75	22,680	244,00

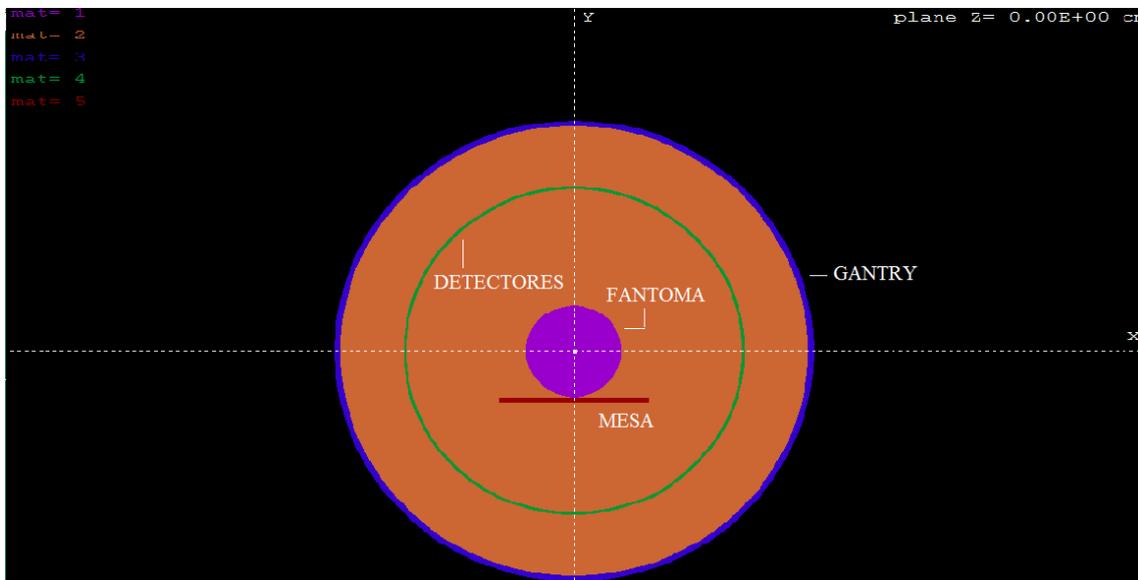
ANEXO VII – Dose efectiva, E_{DLP} , e Dose efectiva da IMPACT



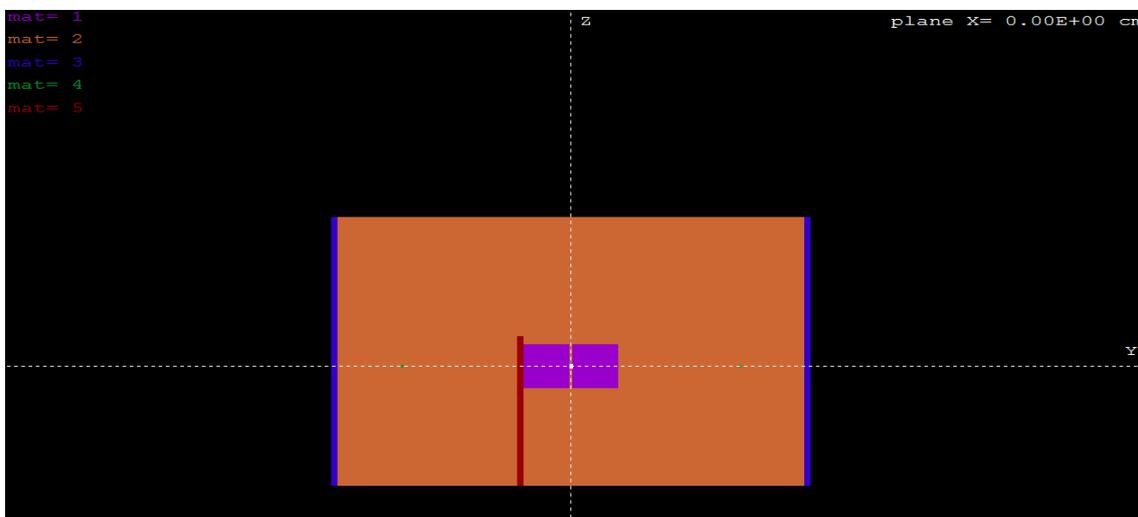
ANEXO VIII – Geometria da TC e fantoma do corpo simulados

- Geometria da TC

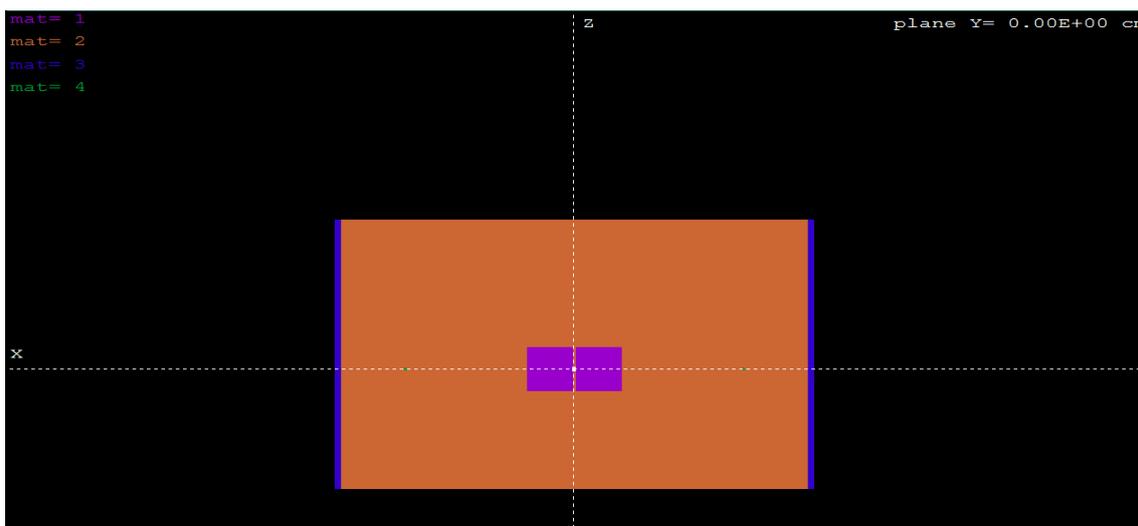
VISTA FRONTAL – PLANO Z = 0



VISTA LATERAL – PLANO X = 0

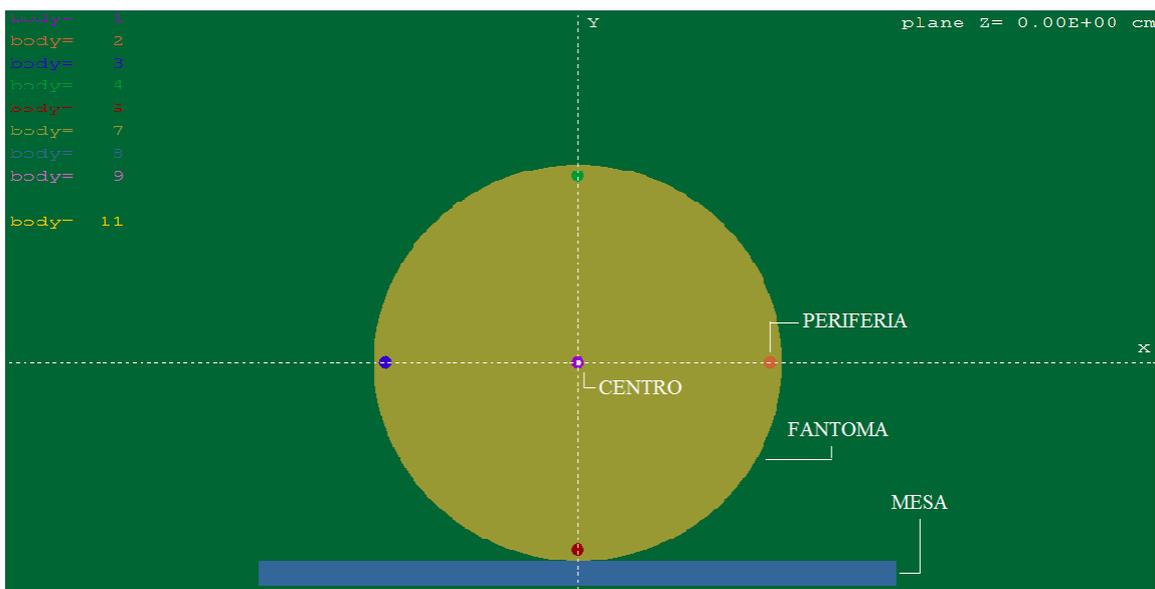


VISTA LATERAL – PLANO Y = 0

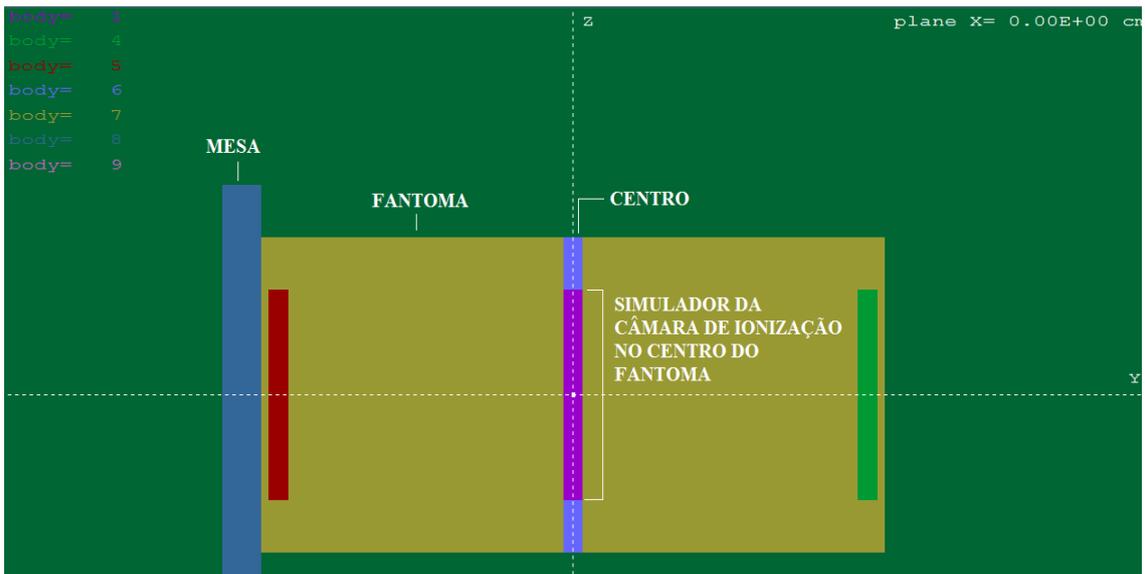


- Geometria do fantoma de corpo

VISTA FRONTAL – PLANO Z = 0



VISTA LATERAL – PLANO X = 0



VISTA LATERAL – FRONTAL Y = 0

