



**Universidade Católica Portuguesa  
Faculdade de Engenharia**

**Tomografia Computorizada: Análise e optimização das  
práticas na realização de exames em adultos e pediátricos.  
Análise do nível de adequação às recomendações  
internacionais**

**Ricardo Alexandre Crispim da Silva**

**Dissertação para obtenção do Grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica:  
Especialização em Tecnologias Médicas e Hospitalares**

**Júri:**

Prof. Doutor Manuel Barata Marques (Presidente)

Prof. Doutor Nuno Matela

Prof. Doutora Ana Luísa Vieira (Orientadora)

**Julho, 2014**



## Resumo

A Tomografia Computorizada (TC) é uma modalidade de imagem com crescente utilização em diagnóstico, tendo sofrido desenvolvimentos tecnológicos importantes nas últimas duas décadas. Na última década, em Portugal, verificou-se um crescimento anual do número de equipamentos de TC instalados e do número de exames realizados.

Apesar do aumento da utilização, a TC constitui a fonte de radiodiagnóstico que mais contribui para a dose efectiva da população e para o aumento dos riscos, estocásticos, da exposição às radiações médicas, em especial em pacientes pediátricos, pois são considerados dez vezes mais radiosensíveis do que os adultos.

A optimização dos protocolos utilizados e a definição de Níveis de Referência de Dose locais devem ser aplicadas localmente segundo os princípios da protecção radiológica e de acordo com o quadro legal nacional em vigor.

Nesse sentido, este trabalho teve como objectivos a caracterização das práticas locais na realização de exames de TC em pacientes adultos e pediátricos e a análise do nível de adequação às recomendações da Comissão Europeia. Foram analisados os descritores de dose – *Computed Tomography Dose Index* (CTDI<sub>vol</sub>), *Dose Length Product* (DLP) e dose efectiva – para os exames de TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais, TC dos ouvidos, TC do tórax, TC do abdómen, TC abdominal e pélvica e TC do tórax, abdómen e pélvis.

Concluiu-se existir uma inadequação dos protocolos standard, relativamente às recomendações europeias, nos exames de TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais, TC dos ouvidos. Nos casos pediátricos concluiu-se a imperatividade de criação de protocolos pediátricos específicos, uma vez que se observaram valores de DLP muito superiores aos recomendados pela Comissão Europeia para a população adulta.

Estas observações, em particular nos casos pediátricos, alertam para a necessidade de optimização de procedimentos e criação de protocolos específicos para a população pediátrica. Espera-se que os resultados e conclusões deste trabalho contribuam para a melhoria das práticas locais, inseridas na problemática da protecção radiológica, e na definição de Níveis de Referência de Dose locais, optimizados.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, optimização, níveis de referência de dose, *computed tomography dose index*, *dose length product*, dose efectiva

## **Abstract**

Computed Tomography (CT) is an imaging modality with increasing diagnostic use, having undergone major technological developments in the last two decades. In the last decade, in Portugal, there was an annual increase in the number of CT scanners installed and in the number of exams performed.

Despite the increased use, the CT represents the main source of medical radiation on effective dose to the population and is the main contributor to the increased risk of exposure to medical radiation, particularly in pediatric patients, because they are considered ten times more radiosensitive than adults.

The optimization of the protocols used and the definition of local Reference Dose Levels should be applied locally according to the principles of radiological protection and in agreement with the national legal framework.

In this way, this work focused on the characterization of local practices of CT examinations in adults and pediatric patients and analyzed the level of compliance with the recommendations of the European Commission. Dose descriptors – Computed Tomography Dose Index (CTDI<sub>vol</sub>), Dose Length Product (DLP) and effective dose – were analyzed for brain CT, sinuses CT, petrous bone CT, chest CT, abdominal CT, abdominal and pelvic CT and chest, abdominal and pelvic CT.

We concluded that there is some inadequacy of standard protocols, regarding European recommendations, on brain CT, sinuses CT and petrous bone CT. In pediatric cases it was concluded the urgency of creating specific pediatric protocols, because DLP values registered were much higher than those recommended by the European Commission for the adult population.

These remarks, particularly in pediatric cases, highlight the need to optimize procedures, and to build of specific protocols for the pediatric population. It is hoped that the results and conclusions of this study contribute to the improvement of local practices, embedded in the issue of radiation protection, and conduct to the definition of local optimized Reference Dose Levels.

Keywords: computed tomography, optimization, reference levels of dose, computed tomography dose index, dose length product, effective dose

# Índice

1. Introdução.....	1
1.1. Contextualização .....	1
1.2. Objectivos .....	5
2. Número de equipamentos de TC.....	6
2.1. Dados nacionais.....	6
2.2. Enquadramento no contexto internacional .....	8
3. Distribuição dos actos complementares de diagnóstico .....	11
3.1. Dados nacionais.....	11
3.2. Enquadramento no contexto internacional .....	12
4. Número de exames de TC .....	15
4.1. Dados nacionais.....	15
4.2. Enquadramento no contexto internacional .....	17
4.3. Exames pediátricos .....	19
5. Radiação ionizante em diagnóstico .....	23
5.1. Exposição à radiação pela TC.....	23
5.2. Efeitos ionizantes da radiação de baixa energia (diagnóstico).....	27
5.3. Radiossensibilidade e riscos da radiação ionizante em TC .....	28
6. Dose em TC .....	34
6.1. Descritores de dose em radiologia .....	34
6.2. Distribuição de dose em TC .....	35
6.2.1. Variações em planos axiais de aquisição.....	35
6.2.2. Variações ao longo de Z .....	37
6.3. Descritores de dose em TC .....	39
6.3.1. <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i> .....	39
6.3.2. <i>Dose-Length Product (DLP)</i> .....	41
6.3.3. Influência de factores de conversão .....	44
7. Factores de influência da dose em TC .....	47
7.1. Equipamento de TC .....	47
7.2. Desenvolvimentos tecnológicos e impacto na dose em TC.....	48
7.3. Factores técnicos .....	54

<b>8.</b>	<b>Princípios da protecção radiológica.....</b>	<b>58</b>
8.1.	Justificação da prática .....	58
8.2.	Optimização da protecção .....	59
8.3.	Níveis de referência de dose em diagnóstico .....	60
<b>9.</b>	<b>Níveis de Referência em TC.....</b>	<b>62</b>
<b>10.</b>	<b>Protocolos em TC pediátrica .....</b>	<b>64</b>
<b>11.</b>	<b>Material.....</b>	<b>66</b>
11.1.	Equipamento de TC .....	66
11.2.	Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagens.....	66
11.3.	Instrumento de recolha de dados.....	67
<b>12.</b>	<b>Metodologia.....</b>	<b>67</b>
12.1.	Desenho do estudo e âmbito .....	67
12.2.	População e amostragem .....	67
12.3.	Critérios de inclusão e exclusão .....	68
12.4.	Procedimento para caracterização das variáveis .....	68
12.5.	Procedimento para medição da área transversal anatómica .....	70
12.6.	Procedimento para a caracterização dos protocolos de exame.....	73
12.7.	Procedimento de averiguação da adequação às recomendações internacionais.....	74
12.8.	Procedimento para caracterização dos descritores de dose .....	75
12.9.	Procedimento para o estudo dos casos pediátricos .....	76
12.10.	Procedimento para cálculo da dose efectiva .....	76
12.11.	Aspectos éticos .....	77
<b>13.</b>	<b>Apresentação dos Resultados .....</b>	<b>78</b>
13.1.	Tipos de exame de TC.....	78
13.2.	Caracterização das variáveis demográficas da amostra.....	79
13.3.	Caracterização dos protocolos de exame .....	86
13.3.1.	TC Crânio-Encefálica.....	86
13.3.2.	TC dos Seios Perinasais.....	89
13.3.3.	TC dos Ouvidos.....	91
13.3.4.	TC do Tórax.....	93
13.3.5.	TC do Abdómen.....	96
13.3.6.	TC do Abdómen e Pélvis .....	99
13.3.7.	TC do Tórax, Abdómen e Pélvis.....	102
13.4.	Adequação às recomendações europeias.....	107

13.4.1. TC Crânio-Encefálica.....	107
13.4.2. TC dos Seios Perinasais.....	109
13.4.3. TC dos Ouvidos.....	110
13.4.4. TC do Tórax.....	111
13.4.5. TC do Abdómen.....	112
13.4.6. TC do Abdómen e Pélvis .....	113
13.4.7. TC do Tórax, Abdómen e Pélvis.....	114
13.5. Caracterização dos descritores de dose.....	116
13.5.1. TC Crânio-Encefálica.....	116
13.5.2. TC dos Seios Perinasais.....	119
13.5.3. TC dos Ouvidos.....	120
13.5.4. TC do Tórax.....	121
13.5.5. TC do Abdómen.....	124
13.5.6. TC do Abdómen e Pélvis .....	127
13.5.7. TC do Tórax, Abdómen e Pélvis.....	130
13.6. Exames pediátricos de TC .....	136
13.6.1. TC dos seios perinasais.....	136
13.6.2. TC crânio-encefálica.....	138
13.7. Dose efectiva .....	140
14. Discussão dos Resultados .....	142
15. Conclusões.....	154
16. Referências bibliográficas.....	157

## Lista de abreviaturas e símbolos

♀ - género feminino

♂ - género masculino

AIEA – Agência Internacional da Energia Atómica

ALARA - *As Low As Reasonable Achievable*

ARS - Administração Regional de Saúde

BEIR – *Biological effects of Ionizing Radiation*

C – parâmetro mAs

CE – Comissão Europeia

CSN – Cuidados de Saúde de nível

CTDI – *Computed Tomography Dose Index*

DGS – Direcção Geral de Saúde

DLP - *Dose-Length Product*

DREM – Direcção Regional de Estatística da Madeira

E – dose efectiva

ERS – Serviço Regional de Estatísticas dos Açores

eV – electrão volt

FC<sub>A→P</sub> – Factor de conversão da dose efectiva no adulto em dose efectiva em pediatria

FDA – *Food and Drug Administration*

Hz – hertz

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

J - joule

kg – quilograma

kV – quilovolt

kV<sub>p</sub> – quilovolt pico

LET – *Linear Energy Transfer*

mA – miliampere

mAs – miliampere por segundo

MDCT – *Multidetector Computed Tomography*

mGy – miligray

MSAD - *Multiple Scan Average Dose*

mSv – milisievert

N – número de casos

NRD – Níveis de Referência de Dose

NRPB - *National Radiological Protection Board*

OCDE - *Organization for Economic Co-operation and Development*

PA – postero-anterior

RCR - *UK Royal College of Radiologists*

RRAS – Regiões de Referência para Avaliação em Saúde

S1 – Série de exame 1

S2 – Série de exame 2

SREA – Serviço Regional de Estatísticas dos Açores

SSCT – *Single Slice Computed Tomography*

Sv – sievert

T – Secção nominal de corte / espessura de corte

TC – Tomografia Computorizada

TC ABD – Tomografia computadorizada do abdómen

TC AP – Tomografia computadorizada do abdómen e pélvis

TC CE – Tomografia computadorizada crânio-encefálica

TC OUV – Tomografia computadorizada dos ouvidos

TC PELV – Tomografia computadorizada da pélvis

TC SPN – Tomografia computadorizada dos seios perinasais

TC TAP – Tomografia computadorizada do tórax, abdómen e pélvis

TC TX – Tomografia computadorizada do tórax

UE – União Europeia

UNSCEAR – *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

$w_T$  – factor de ponderação dos tecidos

## Índice de figuras

Figura 2.1 - Número de equipamentos de TC em Portugal entre 1990 e 2006 e número de exames realizados por TC por milhão de habitantes, no mesmo período (fonte: APS, 2009). .....	6
Figura 2.2 - Evolução temporal do número de equipamentos de TC instalados em Portugal, por milhão de habitante, entre 1999 e 2011, em instituições hospitalares do SNS e em ambulatório (fonte: OCDE,2013).....	7
Figura 2.3 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitante em cada país da UE 27 no ano de 2007. (a) fonte: OCDE, 2010. (b) adaptado de: UNSCEAR, 2010; EUROSTAT, 2008. (c) sem dados.....	9
Figura 2.4 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitantes em países de OCDE, para o ano de 2007, salvo indicado o contrário (fonte: UNSCEAR, 2010) .....	9
Figura 2.5 - Tendência temporal crescente, entre 1990 e 2005, do número de equipamentos de TC por milhão de habitantes nos Estados Unidos da América, Itália, Alemanha, Canadá e França (fonte: UNSCEAR, 2010) .....	10
Figura 3.1 - Distribuição da totalidade dos actos complementares de diagnóstico [a)] e dos actos de diagnóstico por imagem [b)], efectuados a nível hospitalar em Portugal continental, Região Autónoma dos Açores e Região Autónoma da Madeira, no período correspondente ao ano civil de 2008 (adaptado de: DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010). .....	11
Figura 3.2 - Distribuição da totalidade dos actos complementares de diagnóstico [a)] e dos actos de diagnóstico por imagem [b)], efectuados e requisitados na área dos cuidados de saúde primários em Portugal continental, Região Autónoma dos Açores e Região Autónoma da Madeira, no ano de 2007 (adaptado de: DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010) .....	12
Figura 3.3 – Evolução temporal do número de exames realizados anualmente, em radiodiagnóstico e medicina dentária, normalizados a 1.000 habitantes para cada nível de cuidados de saúde (fonte: UNSCEAR, 2010). .....	13
Figura 3.4 – Média anual da frequência de exames de radiodiagnóstico médico e de medicina dentária, por nível de cuidado de saúde, entre 1997 e 2007 (fonte: UNSCEAR, 2010). .....	13
Figura 3.5 – Distribuição do número médio anual dos actos de diagnóstico em radiologia (excluindo os de medicina dentária) nos CSN I [a)], CSN II [b)], CSN III [c)] e CSN IV [d)], entre 1997 e 2007. A análise nos CSN I englobou 28 países [a)], nos CSN II consideraram-se 5 países [b)] e um país foi representativo nos CSN III [c)] e nos CSN IV [d)]. (adaptado de UNSCEAR, 2010).....	14

Figura 4.1 - Evolução anual do número de actos realizados para a valência TC na área dos cuidados de saúde primários e em meio hospitalar, em Portugal continental, entre 1995 e 2008 (adaptado de: DGS, 2002; DGS, 2003; DGS, 2003a; DGS, 2004; DGS, 2005; DGS, 2006; DGS, 2007; DGS, 2008; DGS, 2009; DGS, 2010). .....	15
Figura 4.2 - Evolução anual do número de actos realizados para a valência TC na área dos cuidados de saúde primários nas Regiões Autónomas dos Açores e da Madeira, entre 2003 e 2011 (adaptado de: SREA,2006; SREA,2006a; SREA,2007; SREA, 2010; SREA, 2010a; SREA,2011; SREA,2012; DREM,2006; DREM,2007; DREM,2007a; DREM,2009; DREM,2009a; DREM,2010; DREM,2011; DREM,2012) .....	15
Figura 4.3 – Evolução temporal (2005-2011) do rácio entre o número de exames de TC realizados e o número de residentes, para Portugal Continental e Regiões Autónomas dos Açores e da Madeira (adaptado de: DGS, 2007; DGS, 2008; DGS,2009; DGS, 2010; SREA,2006; SREA,2006a; SREA,2007; SREA, 2010; SREA, 2010a; SREA,2011; SREA,2012; DREM, 2007a; DREM, 2009; DREM, 2009a; DREM,2010; DREM, 2011; DREM,2012) .....	16
Figura 4.4 – Aumento do número de exames de TC de abdómen e pélvis, efectuados numa unidade hospitalar pediátrica, em indivíduos abaixo dos 19 anos de idade, entre 1996 e 1999. Dentro de cada faixa etária definida pelos autores (inferior a 5 anos de idade, entre os 5 e os 8 anos de idade, entre os 9 e os 10 anos de idade, entre os 11 e os 14 anos de idade, entre os 15 e os 19 anos de idade) as colunas representam, da esquerda para a direita, o número de exames realizados em 1996, 1997, 1998 e 1999, conforme representado na figura (fonte: BRENNER, 2001) .....	21
Figura 4.5 – Distribuição das fracções relativas por faixa etária por tipo de exame de TC pediátrica (BRN = TC CRE; FB/SIN = TC dos ossos da face / seios perinasais; CHE = TC tórax; ABDPE = TC abdominal; LSP = TC da coluna lombar) (fonte: GALANSKI, 2006).....	22
Figura 5.1 – Percentagem da dose efectiva colectiva de todas as categorias de exposição à radiação ionizante enquadrado na realidade em 2006 nos EUA (NRPB Report No. 160) .....	24
Figura 5.2 – Modelos de curvas de dose-resposta traçadas com base no efeito biológico observado face à dose fornecida: modelo de curva sigmóide com limiar de dose para início da resposta (a), Modelo linear de dose-reposta (b) e Modelo quadrático linear de dose-resposta (c). Em b) e c) área abaixo da linha a tracejado representa a incidência natural do efeito (aplicável aos efeitos estocásticos). (fonte: DOWD, 1999) .....	27
Figura 5.3 – Dependência dos riscos da exposição por unidade de dose em relação à idade aquando da exposição, no género feminino (a) e masculino (b), devido a mortalidade por cancro	

radioinduzido de exposições únicas em TC, de acordo com o modelo BEIR V (fonte: BRENNER, 2000).....	29
Figura 5.4 – Dependência da esperança de vida atribuída ao cancro radioinduzido, resultante de exposições únicas em TC, em função da idade aquando da exposição, em exames típicos de TC CRE (a, b) e TC abdominal (c, d), para o género feminino (a, c) e para o género masculino (b, d). (fonte: BRENNER, 2000).....	30
Figura 5.5 – Dependência da dose absorvida estimada em diversos órgãos, em TC CRE (a, c) e TC abdominal (b, d), em relação à idade aquando da realização do exame de TC, em dois estudos semelhante decorridos em 2000 (a,b) e 2007 (c, d). Note-se a diferença nas escalas no eixo das ordenadas. (fontes: BRENNER, 2000; BRENNER, 2007).....	31
Figura 5.6 – Dependência da mortalidade por cancro radioinduzido por unidade de dose em função da idade em que ocorreu a exposição, estimada pelo ICRP (linha a tracejado) e pelo BEIR V (linha contínua). (fonte: *OIKARINEM, 2009).....	32
Figura 5.7 – Variação da taxa de incidência de cancro radioinduzido e taxa de mortalidade por cancro radioinduzido com a idade, na população masculina e feminina. As curvas do gráfico ilustram o excesso de incidência e mortalidade por 1000 pacientes para uma exposição de 10 mSv, acima da unidade nas ordenadas, e a diminuição, abaixo dessa linha (fonte: SODICKSON, 2009). .....	33
Figura 6.1 – Gradiente de dose resultante da projecção do feixe de raios X em projecções planares (como em radiologia convencional e mamografia) (a) e de múltiplas projecções de uma exposição de 360° graus de uma TC, num mesmo plano transversal (b). A linha mais espessa representa a dose de entrada na pele (a) (b) que é muito superior à dose de saída em (a) e à dose no centro em (b) formando um gradiente linear em (a) e radial simétrico em (b). (fonte: MCNITT-GRAY, 2002).....	35
Figura 6.2 – Distribuição típica da dose absorvida num fantoma de 32 cm de diâmetro (a) e num fantoma de 16 cm de diâmetro (b) obtida a partir de um equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Utilizaram-se como parâmetros técnicos de aquisição 120 kV <sub>p</sub> , 280 mAs (280 mA) e 10 mm de colimação. (fonte: MCNITT-GRAY, 2002).....	36
Figura 6.3 – Variações no índice dosimétrico CTDI <sub>w</sub> em fantomas de cabeça e corpo, em função do valor de kV <sub>p</sub> , obtidos num equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Os dados foram obtidos com 300 mA e colimação nominal de 10mm (adaptado de: McNitt-Gray, 2002). .....	36
Figura 6.4 – Variações no índice dosimétrico CTDI <sub>w</sub> em fantomas de cabeça e corpo, em função do parâmetro técnico mAs, obtidos num equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Os	

dados foram obtidos com 120 kVp e colimação nominal de 10 mm (adaptado de: MCNITT-GRAY, 2002). .....	37
Figura 6.5 – Perfil de radiação de dose única (posição estacionária da mesa) produzido por dois tipos de detectores de radiação, medido (a) no ar no isocentro da <i>gantry</i> de TC e (b) no centro de um fantoma de cabeça de TC. (fonte: BAUHS, 2008).....	37
Figura 6.6 - (a) Perfil de dose de radiação característico, ao longo de um eixo longitudinal, produzido pela irradiação de uma secção ou corte tomográfico em TC de espessura nominal NT. (b) Perfis de dose de radiação individuais de nove secções ou cortes tomográficos e o resultado do soma dos nove perfil de dose, ao longo de um eixo longitudinal. (fonte: Bauhs, 2008).....	38
Figura 6.7 – Ilustração do conceito de CTDI: CTDI representa o equivalente do valor de dose dentro de uma secção de corte irradiada que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvido fosse inteiramente concentrado num perfil de dose rectangular de espessura igual à espessura nominal de corte (fonte: TACK, 2007). .....	39
Figura 6.8 – (a) Modelos padrão de fantomas dosimétricos de TC de 16 cm de diâmetro (fantoma representativo da cabeça) e de 32 cm de diâmetro (fantoma representativo de corpo). (b) Disposição das localizações periféricas nos limites transversais dos fantomas dosimétricos de TC utilizada no cálculo de $CTDI_w$ (fonte: TACK, 2007) .....	40
Figura 6.9 – Gráficos da dependência do rácio dose efectiva / DLP em relação à tensão aplicada, obtidos com um simulador computacional ( <i>ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x</i> ), com um fantoma de 16 cm de diâmetro de acrílico, com as mesmas condições técnicas e o mesmo filtro, em quatro modelos comerciais de equipamentos de TC [a) <i>LightSpeed 16</i> da <i>General Electrics</i> ; b) <i>Brilliance 16</i> da <i>Phillips</i> ; c) <i>Sensation 16</i> da <i>Siemens</i> ; e d) <i>Aquilion 16</i> da <i>Toshiba</i> ]. Linhas a tracejado e círculos abertos representam um exame de TC CRE (aquisição ao longo de 14 cm) e, linha contínua e círculos fechados representam um exame de TC da coluna cervical (aquisição ao longo de 12 cm, com inclusão da tiróide no início da aquisição (no eixo Z)).....	45
Figura 6.10 - Gráficos da dependência do rácio dose efectiva / DLP em relação à tensão aplicada, obtidos com um simulador computacional ( <i>ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x</i> ), com um fantoma de 32 cm de diâmetro de acrílico, com as mesmas condições técnicas e o mesmo filtro, em quatro modelos comerciais de equipamentos de TC [a) <i>LightSpeed 16</i> da <i>General Electrics</i> ; b) <i>Brilliance 16</i> da <i>Phillips</i> ; c) <i>Sensation 16</i> da <i>Siemens</i> ; e d) <i>Aquilion 16</i> da <i>Toshiba</i> ]. Linhas a tracejado e círculos abertos representam um exame de TC abdominal (adquirido desde o diafragma até às cristas ilíacas, ao longo de 24 cm), a linha continua e	

círculos fechados representam TC do tórax (adquirido ao longo de 35 cm, desde o ápex pulmonar até meio do fígado), a linha a picotado e triângulos representam exames pélvicos (adquirido ao longo de 20 cm, desde as cristas ilíacas até acima dos testículos).....	45
Figura 7.1 – Primeiro modelo de TC desenvolvido para estudos no crânio - The Science Museum, Londres (fonte: <a href="http://www.sciencemuseum.org.uk/">http://www.sciencemuseum.org.uk/</a> ).....	48
Figura 7.2 – (a) Imagem axial do crânio adquirida com o primeiro equipamento, single slice, matriz 80 x 80 pixéis, em 1972 (fonte: Impactscan) (b) imagem axial do crânio adquirida num equipamento actual de TC (64 cortes; matriz 512 x 512 pixéis) (fonte: Siemens Medical Solutions). .....	48
Figura 7.3 – Matriz de detectores dos equipamentos de SSCT constituída por vários detectores distribuídos por uma linha num plano perpendicular ao eixo longitudinal (à esquerda) e matriz de detectores típica de um equipamento MDCT constituída por várias linhas (fonte GOLDMAN, 2008).....	50
Figura 7.4 - Possibilidades de combinações de vários detectores, predefinidas pelos fabricantes para estes modelos de equipamentos, para posterior reconstrução da espessura de corte pretendida. Exemplos de um equipamento de TC de matriz de 4 cortes (GE LightSpeed), de um equipamento de TC de matriz adaptativa de 6 cortes (Siemens Emotion-6), e de um equipamento de TC de matriz híbrida de 16 cortes (Toshiba Aquilion-16) (fonte: MARCHAL, 2005) .....	51
Figura 7.5 – Diagramas de vários designs de linhas de matrizes de detectores de TC (64 cortes) representados ao longo do eixo longitudinal. O equipamento da Siemens utiliza 32 elementos e um sistema <i>dynamic-focus x-ray tube</i> para a aquisição de duas medições de dados por detector (fonte: GOLDMAN, 2008). .....	51
Figura 7.6 – Recomendações da SFIPP/IRSN em protocolos de TC pediátricos, relativamente à tensão aplicada, CTDI e DLP. (fonte: BRISSE, 2009) .....	54
Figura 7.7 – Diferenças entre vários modelos de TC disponíveis comercialmente relativamente ao ajuste dos parâmetros técnicos de acordo com a idade e/ou peso. (fonte: PAGES, 2003).....	55
Figura 7.8 – Valores de corrente sugeridos de acordo com o peso, em TC pediátrica. Dados relativos a um equipamento de TC espiral de corte único e para um tempo de rotação da <i>gantry</i> de 1 segundo. (fonte: Raissaki, 2004) .....	55
Figura 7.9 – Frequência relativa de utilização de mecanismos de ajuste automático da corrente (ADC – <i>Automatic Dose Control</i> ), para vários tipos de exame em TC pediátrica (à esquerda) e	

percentagem do aumento da dose ( $CTDI_{vol}$ ) quando usados esses mecanismos, comparativamente com o ajuste manual dos parâmetros técnicos (à direita) (fonte: GLANSKI, 2006). .....	56
Figura 7.10 – Dependência da qualidade de imagem relativa com a espessura de corte, relativamente ao contraste, ruído e relação contraste ruído da imagem. A diminuição do contraste com o aumento da espessura de corte supera o aumento do ruído. Como resultado existe uma relação contraste-ruído positiva mesmo com o aumento da espessura de corte (e consequente redução da dose de radiação). (fonte: TACK, 2007) .....	56
Figura 7.11 – Percentagem dos equipamentos de TC com e sem visualização da dose, onde, do total, metade funcionava à menos de quatro anos e 17% à mais de sete anos. (fonte: Glanski, 2006). .....	57
Figura 10.1 – Utilização de parâmetros técnicos de pacientes adultos em pacientes pediátricos em vários países em desenvolvimento. Os dados obtidos representam as práticas em 11 equipamentos de TC num total de 128. (fonte: MUHOGORA, 2010) .....	65
Figura 10.2 – Valor de mAs relativo adaptado à idade em exame de TC na região do crânio (à esquerda) e em exames de TC na região do tronco( à direita). O valor 100% representa o valores do parâmetro mAs otimizado utilizado em adultos, que correspondem a um $CTDI_{vol 16}$ de menos de 60 mGy (à esquerda) e a um $CTDI_{vol 32}$ de 15 mGy (à direita) (fonte GALANSKI, 2006). .....	65
Figura 12.1 – Ilustração do método padrão de definição da imagem da série com maior comprimento de aquisição tomada como referência para a medição do comprimento transversal e comprimento ântero-posterior. ....	71
Figura 12.2 – Ilustração do método padrão para a medição do comprimento transversal (à esquerda) e do comprimento ântero-posterior (à direita) para posterior cálculo da área efectiva. ....	71
Figura 12.3 – Ilustração do método de definição da imagem da série com maior comprimento de aquisição tomada como referência para a medição do comprimento transversal e comprimento ântero-posterior. ....	72
Figura 12.4 - Ilustração do método excepcional adaptado para a medição do comprimento transversal no topograma (à esquerda) e do comprimento ântero-posterior numa imagem axial (à direita) para posterior cálculo da área efectiva.....	72

Figura 12.5 – Exemplo do output automático designado <i>Dose Report</i> fornecido no final de cada exame, e onde constam informações sobre a quantidade de séries de exame, tipo de aquisição, comprimento de aquisição de cada série, valor de $CTDI_{vol}$ estimado, valor de DLP estimado e o tamanho do fantoma utilizado na estimativa. ....	74
Figura 13.1 - Distribuição da percentagem do número total de exames de TC realizados entre os géneros feminino (52,09%) e masculino (47,91%). ....	79
Figura 13.2 – Diagrama da distribuição do número de casos de exames pediátricos de TC dos seios perinasais pelos protocolos, com parâmetros técnicos idênticos (à esq.) e respectivos valores mínimos e máximos de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DLP total (mGy.cm) (à dta.). ....	137
Figura 13.3 - Diagrama da distribuição do número de casos de exames pediátricos de TC crânio-encefálica pelos protocolos, com parâmetros técnicos idênticos (à esq.) e respectivos valores mínimos e máximos de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DLP total (mGy.cm) para a primeira série (S1) e segunda série (S2) de aquisição (à dta.). ....	138

## Índice de tabelas

Tabela 2.1 – Evolução temporal do número de equipamentos de TC instalados em Portugal, por milhão de habitantes, entre 1999 e 2011, em instituições hospitalares do SNS e em ambulatório (fonte: OCDE,2013).....	7
Tabela 2.2 - Número de equipamentos de diagnóstico em radiologia por milhão de habitantes em cada grupo de países de cada nível de cuidados de saúde. Análise do rácio entre o número de equipamentos de radiologia convencional e tomografia computadorizada (adaptado de UNSCEAR, 2010).....	10
Tabela 4.1 – Número de exames por 1000 habitantes, segundo o tipo de estudo por TC e o nível de cuidados em saúde. Valores médios entre 1997 e 2007 (adaptado de: UNSCEAR, 2010)....	18
Tabela 4.2 – Distribuição percentual do tipo de exame por TC segundo o nível de cuidados em saúde. Valores médios ente 1997 e 2007 (adaptado de: UNSCEAR, 20010).....	18
Tabela 4.3 – Distribuição percentual média por nível de cuidados de saúde de indivíduos sujeitos a vários tipos de exames de TC classificados pela faixa etária e género, para o período 1997-2007. (adaptado de: UNSCEAR, 2010).....	20
Tabela 5.1 – Evolução temporal da ponderação das fontes de radiação ionizante – naturais, artificiais e médicas – e da dose efectiva no mundo segundo as Nações Unidas.....	23
Tabela 5.2 - Dados dos exames de radiologia de diagnóstico mais expressivos na realidade portuguesa (TOP 20), organizados por ordem decrescente da frequência na realidade nacional: número de exames por 1000 habitante e respectivos parâmetros dosimétricos associados às doses efectivas (TELES, 2012) .....	26
Tabela 5.3 – Factores de ponderação dos tecidos aconselhados pela IRCP nas publicações de 1997, 1991 e 2007 e desenvolvidos a partir de uma população de ambos os géneros e de uma ampla gama de idades. O valor $w_t$ para as gónadas considera a média dos testículos (♂) e ovários (♀). Os tecidos restantes englobam glândulas supra-renais, tecido extratorácico, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo e próstata (♂) ou útero e colo do útero (♀) (adaptado de: ICRP, 2007)...	29
Tabela 6.1 – Coeficientes de conversão de DLP em dose efectiva em adultos de acordo com a região anatómica irradiada durante o exame de TC (fonte: EUR 16262) .....	43
Tabela 6.2 – Coeficientes de conversão de DLP em dose efectiva em pediatria, de acordo com a região anatómica, normalizados à idade dos casos pediátricos até aos 10 anos (fonte: SHRIMPTON, 2006) .....	43

Tabela 6.3 – Factor de conversão de dose efectiva no adulto em dose efectiva em pediatria ( $FC_{A \rightarrow P}$ ), normalizada à idade, de acordo com a região anatómica e idade dos casos pediátricos até aos 15 anos (fonte: NRPB-SR25).....	43
Tabela 6.4 – – Rácio dose efectiva / DLP calculados em exames de TC, para os mesmos modelos de equipamentos de TC, em três softwares de dosimetria em TC (fonte: HUDA, 2008) .....	44
Tabela 7.1 - Tabela resumo das principais características de cada geração de TC. Comparação de alguns avanços tecnológicos e a sua correlação entre as várias gerações de equipamentos de TC.....	49
Tabela 9.1 – Níveis de referência de dose em diagnóstico por TC propostos pela Comissão Europeia, relativamente aos descritores CTDI <sub>w</sub> e DLP, e valores de dose efectivas calculados a partir dos coeficientes de conversão DLP- E sugeridos (adaptado de: EUR 16262). .....	62
Tabela 9.2- Níveis de referência de dose em diagnóstico para exames de TC pediátrica, relativamente aos descritores CTDI <sub>w</sub> , DLP e dose efectiva. ....	62
Tabela 9.3 - Comparação dos NRD (termos de CTDI <sub>w</sub> )em diferentes países da União Europeia comparados com a directiva EUR 16262 (fontes: TACK, 2007; PAPADIMITRIOU, 2003; TSAPAKI, 2001; EUR 16262).....	63
Tabela 9.4 – Comparação dos NRD (termos de CTDI <sub>w</sub> )em diferentes países da União Europeia comparados com a directiva EUR 16262(fontes: TACK, 2007; PAPADIMITRIOU, 2003; TSAPAKI, 2001; EUR 16262).....	63
Tabela 11.1 – Características do equipamento de TC utilizado no estudo.....	66
Tabela 11.2 – Características do sistema de comunicação e arquivo de imagem do CHTV. ....	66
Tabela 13.1 – Caracterização etária da amostra por quartis (Q), para cada tipo de estudo de TC (valores em anos). <i>N</i> representa o número de casos para cada tipo de estudo. ....	81
Tabela 13.2 – Distribuição do número de casos de cada exame de TC pelas faixas etárias predefinidas e ponderação percentual dos casos na amostra de indivíduos pediátricos e na amostra de indivíduos adultos. ....	84
Tabela 13.3 – Distribuição do número de casos de exames de TC CE pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	86

Tabela 13.4 - Distribuição percentual e do número de casos da série 1 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	86
Tabela 13.5 - Distribuição percentual e do número de casos da série 2 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	86
Tabela 13.6 - Distribuição percentual e do número de casos da série 1 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140kV, pelos valores de corrente registados. ....	87
Tabela 13.7 - Distribuição percentual e do número de casos da série 2 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140kV, pelos valores de corrente registados. ....	87
Tabela 13.8 – Caracterização do número de cortes adquiridos para cada uma das séries da TC crânio-encefálica. Dados relativos ao número de casos representativos do protocolo tipo (N=28). ....	88
Tabela 13.9 - Caracterização do número de cortes adquiridos para cada uma das séries da TC crânio-encefálica. Dados relativos ao número total de casos adquiridos em modo sequencial (N=37).....	88
Tabela 13.10 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC CE. ....	88
Tabela 13.11 - Distribuição do número de casos de exames de TC SPN pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	89
Tabela 13.12 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	89
Tabela 13.13 - Distribuição percentual e do número de casos de exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120kV, pelos valores de corrente registados. .	89
Tabela 13.14 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC SPN. ....	90
Tabela 13.15 - Distribuição do número de casos de exames de TC OUV pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	91

Tabela 13.16 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	91
Tabela 13.17 - Distribuição percentual e do número de casos de exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 140kV, pelos valores de corrente registados. .	91
Tabela 13.18 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC OUV.....	92
Tabela 13.19 - Distribuição do número de casos de exames de TC TX pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	93
Tabela 13.20 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC TX adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	93
Tabela 13.21 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC TX adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.....	95
Tabela 13.22 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC TX. ....	95
Tabela 13.23 - Distribuição do número de casos de exames de TC ABD pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	96
Tabela 13.24 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	96
Tabela 13.25 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.....	98
Tabela 13.26 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC ABD.....	98
Tabela 13.27 - Distribuição do número de casos de exames de TC AP pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	99

Tabela 13.28 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	99
Tabela 13.29 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.....	101
Tabela 13.30 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC AP. ....	101
Tabela 13.31 - Distribuição do número de casos de exames de TC TAP pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro). ....	102
Tabela 13.32 - Distribuição percentual e do número de casos da Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	102
Tabela 13.33 - Distribuição percentual e do número de casos da Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame. ....	102
Tabela 13.34 – Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente da Série 1 e Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, com duas séries de aquisição e tensão aplicada à ampola de 120 kV.....	105
Tabela 13.35 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo da TC TAP. ....	105
Tabela 13.36 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo secundário da TC TAP (N=18).....	106
Tabela 13.37 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo secundário da TC TAP (N=13).....	106
Tabela 13.38 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC crânio-encefálica.....	108
Tabela 13.39 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC dos seios perinasais.....	109
Tabela 13.40 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC dos ouvidos.....	110

Tabela 13.41 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do tórax.....	111
Tabela 13.42 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do abdómen. ....	112
Tabela 13.43 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do abdómen e pélvis. ....	113
Tabela 13.44 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do tórax, abdómen e pélvis....	115
Tabela 13.45 – Média dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, da série 1 e série 2, e de DLP total, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC CE.....	116
Tabela 13.46 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos, $CTDI_{vol}$ e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC dos seios perinasais.....	119
Tabela 13.47 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos, $CTDI_{vol}$ e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC ouvidos.....	120
Tabela 13.48 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos, $CTDI_{vol}$ e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC do tórax. ....	121
Tabela 13.49 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos, $CTDI_{vol}$ e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC do abdómen.....	124
Tabela 13.50 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos, $CTDI_{vol}$ e DLP, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC AP.....	127
Tabela 13.51 - Média dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, da série 1 e série 2, e de DLP total, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC TAP. ....	131
Tabela 13.52 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC dos seios perinasais, pelo género e pelas faixas etárias pediátricas.....	136
Tabela 13.53 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC crânio-encefálica, pelo género e pelas faixas etárias pediátricas.....	138

Tabela 13.54 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC crânio-encefálica pelo tipo de aquisição, número de séries de aquisição e pelas faixas etárias pediátricas. ....	138
Tabela 13.55 – Tabela resumo dos valores do terceiro quartil (3ºQ) de $CTDI_{vol}$ (mGy), de DLP (mGy.cm), da Dose efectiva (mSv), e comprimento de aquisição (cm) e Dose efectiva média (mSv) deste estudo e das referências nacionais para cada protocolo standard do tipo de exame de TC analisado, em exames de TC em indivíduos adultos. ....	140
Tabela 13.56 - Tabela resumo dos valores médios do terceiro quartil (3º Q) e dos valores para cada caso dos parâmetros $CTDI_{vol}$ (mGy), DLP (mGy.cm) e Dose efectiva (mSv), e comprimento de aquisição (cm), para os exames pediátricos de TC analisados. ....	141

## Índice de gráficos

Gráfico 13.1 - Distribuição do número de exames de TC pelo tipo de estudo.....	78
Gráfico 13.2 – Distribuição do número de exames, por género, do tipo de exame de TC.....	79
Gráfico 13.3 - Distribuição do número total de exames de TC realizados pelas faixas etárias consideradas com elementos estatísticos: entre 2 e 5 anos de idade; entre 6 e 10 anos de idade; entre 11 e 15 anos de idade; entre 16 e 35 anos de idade; e mais de 35 anos de idade. ....	80
Gráfico 13.4 - Distribuição da idade em quartis aquando da exposição pelos tipos de estudo de TC.....	81
Gráfico 13.5 – Distribuição das faixas etárias predefinidas por tipo de estudo de TC. ....	83
Gráfico 13.6 – Variação da área efectiva em função da idade aquando da realização do exame de TC para a (a) TC do tórax, (b), TC do abdómen, (c) TC do abdómen e pélvis e (d) TC do tórax, abdómen e pélvis.....	85
Gráfico 13.7 – Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140 kV. ....	87
Gráfico 13.8 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140 kV. ....	87
Gráfico 13.9 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. ....	90
Gráfico 13.10 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, nos exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 140 kV. ....	92
Gráfico 13.11 – Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC TX, adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde). ....	94
Gráfico 13.12 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC TX	

adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	94
Gráfico 13.13 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC TX caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv. ....	94
Gráfico 13.14 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada cas, consoante a área efectiva, para os exames de TC TX caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV. ....	94
Gráfico 13.15 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde). ....	97
Gráfico 13.16 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela aérea efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	97
Gráfico 13.17 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima(mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv. ....	97
Gráfico 13.18 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a área efectiva, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV. ....	97
Gráfico 13.19 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde). ....	100
Gráfico 13.20 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente	

encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	100
Gráfico 13.21 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC AP caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv. ....	100
Gráfico 13.22 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso registado, consoante a área efectiva, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV.....	100
Gráfico 13.23 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	103
Gráfico 13.24 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	103
Gráfico 13.25 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	103
Gráfico 13.26 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).....	103
Gráfico 13.27 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade aquando da realização do exame, para a Série 1 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv. ....	104

Gráfico 13.28 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade aquando da realização do exame, para a Série 2 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv. ....	104
Gráfico 13.29 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a área efectiva, para a Série 1 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.....	104
Gráfico 13.30 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA) para cada caso, consoante a área efectiva, para a Série 2 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.....	104
Gráfico 13.31 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados na série 1 dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um incremento da mesa de 2,5 mm.....	107
Gráfico 13.32 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados na série 2 dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um incremento da mesa de 5,0 mm.....	107
Gráfico 13.33 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de DLP total recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).....	108
Gráfico 13.34 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC SPN, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 0,562. ..	109
Gráfico 13.35 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC SPN, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262). ....	109
Gráfico 13.36 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC OUV, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 0,562. ..	110
Gráfico 13.37 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC OUV, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).....	110

Gráfico 13.38 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC TX, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 1,375. ..	111
Gráfico 13.39 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC TX, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262). .....	111
Gráfico 13.40 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC ABD, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 1,375. ..	112
Gráfico 13.41 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC ABD, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262). .....	112
Gráfico 13.42 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC AP, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um pitch de 1,375. ...	113
Gráfico 13.43 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC AP, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262). .....	113
Gráfico 13.44 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados na série 1 dos casos do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) - 30 mGy para a TC do tórax e 35 mGy para a TC do abdómen e para a TC da pélvis –, normalizados para um pitch de 1,375.....	114
Gráfico 13.45 – Distribuição em quartis dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) registados na série 2 dos casos do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de $CTDI_{vol}$ recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) - 30 mGy para a TC do tórax e 35 mGy para a TC do abdómen e para a TC da pélvis –, normalizados para um pitch de 1,375.....	114
Gráfico 13.46 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) registados do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) para a TC toraco-abdomino-pélvica. ....	115
Gráfico 13.47 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC CE.....	116

Gráfico 13.48 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC CE.....	116
Gráfico 13.49 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) da série 1 pelo número de imagens (“cortes”) adquiridas com uma espessura e espaçamento de 2,5mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE. ....	117
Gráfico 13.50 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) da série 2 pelo número de imagens (“cortes”) adquiridas com uma espessura e espaçamento de 5,0mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE. ....	117
Gráfico 13.51 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição das imagens da série 1, adquiridas com uma espessura e espaçamento de 2,5mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE. ....	118
Gráfico 13.52 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição das imagens da série 2, adquiridas com uma espessura e espaçamento de 5,0 mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE. ....	118
Gráfico 13.53 - Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição total do exame adquiridas em modo sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE. ....	118
Gráfico 13.54 – Distribuição do valor de CTDI <sub>vol</sub> (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC SPN. ....	119
Gráfico 13.55 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC SPN. ....	119
Gráfico 13.56 – Distribuição do valor de CTDI <sub>vol</sub> (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC OUV. ....	120
Gráfico 13.57 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC OUV. ....	120
Gráfico 13.58 – Distribuição do valor de CTDI <sub>vol</sub> (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TX. ....	121

Gráfico 13.59 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TX. ....	121
Gráfico 13.60 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TX.....	122
Gráfico 13.61 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TX.....	122
Gráfico 13.62 – Variação do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TX. ....	122
Gráfico 13.63 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TX. ....	122
Gráfico 13.64 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TX.....	123
Gráfico 13.65 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TX.....	123
Gráfico 13.66 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC ABD. ....	124
Gráfico 13.67 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC ABD. ....	124
Gráfico 13.68 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC ABD.....	125
Gráfico 13.69 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC ABD.....	125
Gráfico 13.70 – Variação do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC ABD. ....	125

Gráfico 13.71 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC ABD. ....	125
Gráfico 13.72 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC ABD. ....	126
Gráfico 13.73 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC ABD. ....	126
Gráfico 13.74 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC AP. ....	127
Gráfico 13.75 - Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC AP. ....	127
Gráfico 13.76 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	128
Gráfico 13.77 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	128
Gráfico 13.78 – Variação do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	128
Gráfico 13.79 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	128
Gráfico 13.80 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	129
Gráfico 13.81 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC AP. ....	129
Gráfico 13.82 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 1, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP. ....	130

Gráfico 13.83 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 2, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.....	130
Gráfico 13.84 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.....	130
Gráfico 13.85 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.....	130
Gráfico 13.86 – Distribuição do valor de DLP total (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.....	131
Gráfico 13.87 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 1, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	132
Gráfico 13.88 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 2, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	132
Gráfico 13.89 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	132
Gráfico 13.90 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	132
Gráfico 13.91 – Distribuição do valor de DLP total (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.....	133
Gráfico 13.92 – Variação do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 1, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	133
Gráfico 13.93 – Variação do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 2, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	133
Gráfico 13.94 – Variação do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	134

Gráfico 13.95 – Variação do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	134
Gráfico 13.96 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 1, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	134
Gráfico 13.97 – Distribuição do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy), na série 2, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	134
Gráfico 13.98 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	135
Gráfico 13.99 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP. ....	135
Gráfico 13.100 – Distribuição dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC dos seios perinasais (N=10).137	
Gráfico 13.101 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC dos seios perinasais (N=10).....	137
Gráfico 13.102 – Distribuição dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC crânio-encefálica (N=9).....	139
Gráfico 13.103 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC crânio-encefálica (N=9).....	139

# 1. Introdução

## 1.1. Contextualização

Actualmente, na medicina a informação clínica complementar é obtida com recurso a meios de diagnóstico e sistemas de informação e comunicação. As valências de diagnóstico por imagem, como a Tomografia Computorizada (TC), assumem um papel de destaque e criticidade em todas as fases de prestação de cuidados de saúde: rastreio, diagnóstico, intervenção e *follow up*.

O valor da TC, face a outras técnicas de diagnóstico, é inquestionável pois permite visualizações tomográficas, reconstruções tridimensionais, valorização da informação quantitativa (números de *Hounsfield*) complementar ao diagnóstico (ex. calcificações), em tempos de aquisição cada vez mais rápidos (na ordem dos segundos).

Desde a sua introdução na prática clínica em 1972 (*Hounsfield*, Laboratórios EMI, Inglaterra), a TC tem sofrido importantes desenvolvimentos tecnológicos nomeadamente: melhoramentos na geometria de aquisição (sequencial e helicoidal, utilizando múltiplos detectores) permitindo a irradiação de um maior volume anatómico em simultâneo, redução no tempo de aquisição (velocidade de rotação da(s) ampola(s) e detectores) e melhoria na qualidade de imagem (ex. resolução espacial sub-milimétrica, relação sinal-ruído, relação contraste-ruído) (KALENDER, 2011).

O impacto da evolução tecnológica em TC evidenciou-se no aumento da aplicabilidade clínica e na crescente procura da valência por diversas especialidades médicas (ex. neurologia, trauma, cardiologia), quer em meio intra-hospitalar, quer em ambulatório, com o subsequente crescimento no número de exames realizados em todo o mundo. Em Portugal continental, em 2008, último ano com estatísticas disponíveis, foram efetuados mais de 1,5 milhões de exames de TC, resultantes de um crescimento desde 2007, de 23,2% e 149,1%, em meio hospitalar e nos cuidados de saúde primários, respectivamente (CRISPIM, 2014; DGS, 2010; DGS, 2009). Pela distribuição heterogénea dos estabelecimentos de imagiologia em Portugal continental, infere-se que o aumento do número de exames varia geograficamente (APS, 2009).

Ao aumento do número de exames de TC realizados tem-se associado o aumento da disponibilização da técnica. Em Portugal, em 2007, o número de equipamentos de TC excedia a média europeia (UE 27) em 61,5% e a média da OCDE em 78,2% (UNSCEAR, 2010; OCDE, 2013). Contudo, à data, não eram conhecidos dados oficiais sobre o grau de evolução da tecnologia dos equipamentos de TC instalada em Portugal, factor relevante no estabelecimento de estratégias de optimização de dose (TELES, 2012).

Associado à tendência mundial do aumento do número de equipamentos e do número de exames de TC, constatou-se um aumento da dose efectiva colectiva e da dose efectiva *per caput* decorrente das exposições médicas, tendo-se a TC assumido como principal agente impulsor. Em Portugal, os exames de TC foram responsáveis por 71,8% do total da dose efectiva com um valor de 0,6918 mSv/caput (TELES, 2012). Outras fontes reportam elevadas ponderações da dose efectiva dos exames de TC sobre o total de exames de radiodiagnóstico, com aumentos consideráveis nos últimos anos. Por exemplo, na Noruega foi reportado que apesar da TC constituir apenas 7% dos exames de radiodiagnóstico com radiação ionizante, representava 30% da dose efectiva colectiva (OLERUD, 1997); em Inglaterra, a dose efectiva colectiva relativa a exposições médicas aumentou de 20% para 40% em poucos anos (KALRA, 2004), tendo sido o número de exames de TC representativos de apenas 3,3% do total de exames de radiodiagnóstico (NRPB,2002).

Actualmente, os exames de TC são reconhecidos como um procedimento de diagnóstico associado a doses efectivas consideráveis (tipicamente entre 2 a 20 mSv), quando comparados com outros exames de radiodiagnóstico como os procedimentos de radiologia planar (ex. radiologia convencional e mamografia) (TELES, 2012). O aumento significativo da exposição das populações a radiações ionizantes devido a procedimentos médicos, realça a importância da realização de avaliações periódicas da dose efectiva colectiva nas populações devido a estas actividades.

À realização de exames de TC assumem-se riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante, nomeadamente o desenvolvimento de cancro radioinduzido e malformações hereditárias. Estes riscos, estocásticos, são acrescidos em crianças e jovens, por comparação com os adultos, devido à sua radiosensibilidade aumentada e à esperança média de vida superior (efeitos cumulativos ao longo da vida e maior oportunidade para manifestação dos efeitos) (ICRP, 2007; BRENNER, 2007; SUNTHARALINGAM, 2002; BRENNER, 2000). Uma vez que a probabilidade do risco radioinduzido aumenta com o aumento da dose efectiva (acima de um limiar) conclui-se existir um aumento dos riscos, em especial na população pediátrica, em Portugal e no mundo. Este constituiu um problema de saúde pública a que entidades e organizações internacionais e nacionais têm estado mais recentemente atentas. Estudos comparativos, recomendações internacionais e enquadramento de directrizes nos quadros legais de cada país têm sido sugeridos e incentivados de forma a minimizar este problema.

Face a este problema e devido ao facto da aquisição de imagens em TC ser distinta das outras valências de radiodiagnóstico, as grandezas utilizadas em dosimetria em TC ( $CTDI_{vol}$  e DLP)

recorrem a um sistema métrico apropriado. Estes procuram caracterizar quantitativamente a técnica utilizada ( $CTDI_{vol}$ ), e a exposição do paciente (DLP), enquadrando as características de distribuição de dose específicas da TC e as variáveis antropomórficas de radiosensibilidade biológica humana. A quantificação dos riscos pode ser associada à dose efectiva, um descritor de dose comum a todos os exames de radiodiagnóstico.

A variabilidade das práticas e dos protocolos técnicos utilizados em TC é objecto de discussão na comunidade científica e clínica, de onde têm surgido linhas orientadoras relativamente a critérios de qualidade das imagens adquiridas e Níveis de Referência de Dose (NRD). Fomentando os princípios da protecção radiológica, têm o objectivo de incitar a optimização dos procedimentos, sem comprometimento da qualidade de imagem, e de alertar para doses superiores às necessárias, que não contribuam significativamente para o objectivo clínico. Vários autores têm reportado a possibilidade de diminuição dos níveis de dose absorvida nas exposições médicas sem compromisso do diagnóstico (LINTON, 2003; MCLEAN, 2003; SHRIMPTON, 2006), com a revisão e adequação de protocolos de exame a níveis de referência de dose em TC (EUR 16262), optimizados para os adultos ou para as crianças (BRISSE, 2009; ACR, 2008; SHRIMPTON, 2006; GALANSKI, 2006; SHRIMPTON, 2000).

A definição de NRD locais constituem uma importante ferramenta para os profissionais de saúde envolvidos na execução dos exames de TC uma vez que fornecem um método quantitativo adjuvante para o ajuste nos parâmetros técnicos a cada caso, no planeamento do exame de TC, e/ou um alerta para os níveis de exposição, no final de cada exame. Para tal, devem existir protocolos definidos localmente, optimizados de acordo com o tipo de exame e com a idade/peso de cada individuo submetido ao exame de TC. A comparação dos parâmetros dosimétricos, CTDI e DLP, com os NRD têm demonstrado ser um meio prático de averiguação e promoção de estratégias de gestão de dose do paciente (ICRP, 2007).

O aumento da exposição à radiação em aplicações médicas e as significativas diferenças mundiais nas práticas em TC têm suscitado diversas acções por parte de várias entidades (ex. Comissão Europeia, Comissão Internacional em Protecção Radiológica e Agência Internacional da Energia Atómica); nomeadamente com a definição de recomendações e critérios de boas práticas radiológicas em procedimentos radiológicos (*European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*), em procedimentos radiológicos pediátricos (*European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*) e em exames de TC (*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*). Apesar de neste último caso estarem contemplados critérios de qualidade para os exames de TC (com a definição de parâmetros técnicos, dosimétricos, clínicos e físicos de acordo com o objectivo e o

tipo de exame de TC) não existem recomendações oficiais europeias quanto a exames pediátricos de TC.

Um outro exemplo é o projecto em curso promovido pela Agência Internacional da Energia Atómica (RER/09/93) com o objectivo de caracterizar as práticas em radiologia (incluindo TC com ênfase em pacientes pediátricos) em países europeus, comparando-as e promovendo mecanismos de optimização quando necessário. Portugal participa neste projecto, representado pela Direcção Geral da Saúde e propõe-se implementar as actividades projecto relativas à modalidade de TC, entre outras. Outro exemplo é o estudo financiado e lançado em 2011 pela Comissão Europeia que visou a avaliação das doses do TOP 20 dos exames de radiodiagnóstico mais realizados, em que Portugal participou – *Dose Datamed 2*.

O trabalho proposto, enquadrado nas recomendações do quadro legal português em vigor que determina a necessidade de optimizar a protecção do paciente em procedimentos imagiológicos (Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto), explora o protocolo standard de vários tipos de exame de TC e os valores dos parâmetros dosimétricos associados (hipoteticamente correspondentes aos níveis de referência de dose locais) para análise da adequação das práticas locais na realização de exames de TC em adultos e pediátricos.

A comparação das práticas locais com as recomendações e critérios de boas práticas em procedimentos radiológicos da Comissão Europeia permitirá avaliar o nível de adequação às recomendações. O trabalho realizado e a dissertação resultante visam constituir um elemento fundamental na detecção de valores de parâmetros dosimétricos não adequados às recomendações europeias, de forma a auxiliar uma subsequente optimização dos protocolos locais, para definição de NRD locais para os tipos de exames de TC analisados, optimizados ao indivíduo adulto ou pediátrico. Para além disso, o trabalho proposto acrescentará um contributo aos esforços das várias entidades internacionais e investigadores alertados para esta problemática de saúde pública.

## 1.2. Objectivos

A dissertação realizada teve como grande objectivo a análise das práticas na realização de exames de TC numa instituição de saúde pública de cuidados dedicados não exclusivos à população pediátrica. Enquadra-se nas recomendações do quadro legal Português para otimizar a protecção do paciente em procedimentos imagiológicos (Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto). O resultado deste trabalho constitui um documento científico e técnico com informação detalhada que poderá servir de referência para verificação e adequação das práticas locais à legislação nacional em vigor.

Definiram-se como objectivos gerais do trabalho:

- Caracterização das práticas na realização de exames de TC em indivíduos adultos e pediátricos, por tipo de exame de TC;
- Análise do nível de adequação às recomendações internacionais, definidas pela Comissão Europeia em 1999 (EUR, 16262);
- Optimização das práticas na realização de exames de TC em adultos e pediátricos, concretizada por sugestões de melhoria de acordo com as recomendações da Comissão Europeia (EUR, 16262).

Definiram-se como objectivos específicos:

- Definição de um protocolo técnico standard/tipo, por tipo de exame de TC, para indivíduos adultos e pediátricos, onde se caracterize qualitativa e/ou quantitativamente os parâmetros técnicos fixos e os variáveis.
- Averiguação dos descritores de dose,  $CTDI_{vol}$  e DLP, (hipoteticamente correspondentes aos níveis de referência de dose locais), para o protocolo standard/tipo, por tipo de exame de TC, em indivíduos adultos e pediátricos; e análise do nível de adequação às recomendações europeias, definidas pela Comissão Europeia para cada tipo de exame de TC (EUR, 16262);
- Caracterização dos descritores de dose ( $CTDI_{vol}$  e DLP) do protocolo standard/tipo, por tipo de exame de TC, para indivíduos adultos e pediátricos, quanto a factores demográficos e técnicos.

## 2. Número de equipamentos de TC

### 2.1. Dados nacionais

O número de equipamentos de TC instalados em Portugal permite inferir sobre a disponibilidade da técnica na realidade nacional. Entre 1990 e 2006 constatou-se uma tendência crescente do número de equipamentos de TC instalados, tendo quintuplicado nesse intervalo (Figura 2.1). Este crescimento foi acompanhado pelo aumento do número de exames de TC realizados (Figura 2.1) (APS, 2009).

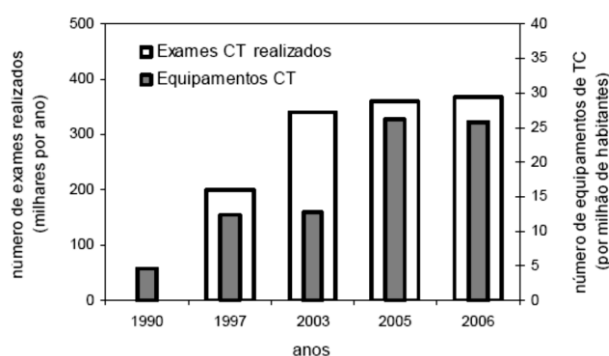


Figura 2.1 - Número de equipamentos de TC em Portugal entre 1990 e 2006 e número de exames realizados por TC por milhão de habitantes, no mesmo período (fonte: APS, 2009).

Segundo a OCDE, em 2008 <sup>(1)</sup>, existia um total de 291 equipamentos de TC instalados em Portugal, aos quais correspondia uma média de 27,4 equipamentos por milhão de habitantes (OCDE, 2012). Em 2011, o número de equipamentos de TC instalados em Portugal manteve-se (TELES, 2012).

Dados mais recentes, só do número de equipamentos em meio hospitalar, 203 estimados para o ano de 2011 (OCDE, 2013). Entre 1999 e 2011, verificou-se que o número efetivo de equipamentos de TC instalados quase triplicou em meio hospitalar (SNS), quando se atingiu os 19,23 equipamentos por milhão de habitantes (Tabela 2.1). No SNS, o maior crescimento foi observado ao nível dos cuidados hospitalares nos últimos anos. Só entre 2009 e 2010 o número de equipamentos de TC instalados por milhão de habitantes cresceu mais de 13% e, entre 2010 e 2011 cresceu quase 28%. O número efetivo passou de 147, em 2010, para um total de 203, em 2011 (Tabela 2.1).

---

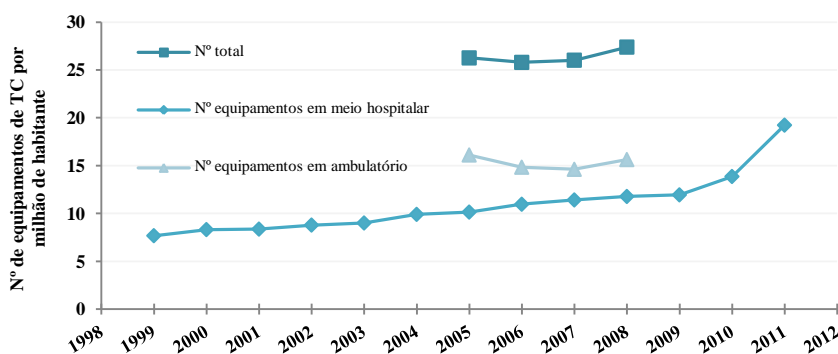
<sup>(1)</sup> Último ano com dados disponíveis para Portugal nos hospitais e em ambulatório

Por sua vez, o número efetivo de equipamentos de TC em ambulatório verificou um decréscimo entre 2005 e 2007, passando de 170 para 155 equipamentos. Apenas no intervalo entre 2007 e 2008 foi registado um aumento de quase 7%, quer do número efetivo, quer do número de equipamentos normalizado à população (Tabela 2.1).

**Tabela 2.1 – Evolução temporal do número de equipamentos de TC instalados em Portugal, por milhão de habitantes, entre 1999 e 2011, em instituições hospitalares do SNS e em ambulatório (fonte: OCDE,2013)**

Nº de equipamentos de TC		1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011
Total	Número absoluto	-	-	-	-	-	-	277	273	276	291	-	-	-
	Nº / milhão habitantes	-	-	-	-	-	-	26,26	25,79	26,02	27,39	-	-	-
Meio Hospitalar	Número absoluto	78	85	86	91	94	104	107	116	121	125	127	147	203
	Nº / milhão habitantes	7,67	8,31	8,36	8,78	9	9,9	10,14	10,96	11,41	11,77	11,94	13,86	19,23
Ambulatório	Número absoluto	-	-	-	-	-	-	170	157	155	166	-	-	-
	Nº / milhão habitantes	-	-	-	-	-	-	16,11	14,83	14,61	15,63	-	-	-

Entre 2005 e 2008, registou-se um aumento no número de equipamentos por milhão de habitante de 13,85% em meio hospitalar um decréscimo de 2,97% em ambulatório. Ainda assim, o número total de equipamentos cresceu 4,13% nesse período (Figura 2.2). Valores percentuais semelhantes foram obtidos quando analisado o número efetivo de equipamentos de TC em ambulatório. Nesse período, a representatividade do número de equipamentos de TC instalados em meio hospitalar sobre o total de equipamentos instalados a nível nacional cresceu de 38.6% para 43.0% (Figura 2.2).



**Figura 2.2 - Evolução temporal do número de equipamentos de TC instalados em Portugal, por milhão de habitante, entre 1999 e 2011, em instituições hospitalares do SNS e em ambulatório (fonte: OCDE,2013)**

À data da entrega deste trabalho, não eram conhecidas de fontes oficiais dados sobre a sua dispersão no território, apenas que a dispersão geográfica dos estabelecimentos de imagiologia

era heterogénea no continente. Verificou-se a existência de um maior número de estabelecimentos nas regiões (continentais) de referência para avaliação em saúde (RRAS) de Lisboa e Porto (ERS, 2009).

De fontes oficiais nacionais apenas se sabia que, em 2010, existiam 2 equipamentos de TC instalados na região autónoma da Madeira (DREM, 2011). Nos relatórios referentes às estatísticas na saúde nacional mais recentes – da DGS e da SREA – não constavam quaisquer dados sobre o número de equipamentos instalados (DGS, 2010; SREA, 2011).

Contudo as estatísticas disponíveis não permitem analisar o nível de actualização tecnológica do equipamento existente, impossibilitando qualquer tipo de catalogação tecnológica massiva dos equipamentos de TC instalados em Portugal, aspecto este importante face à rápida evolução da tecnologia. Com a excepção de algumas notícias nos media<sup>(2)</sup> não se sabe de fontes oficiais qualquer tipo de catalogação tecnológica massiva dos equipamentos de TC instalados em Portugal. À data da publicação do seu trabalho, Pascoal et al afirmaram que “do contacto com os utilizadores sabe-se existir um número significativo de equipamentos obsoletos (1-4 cortes) nos hospitais sendo que algumas unidades de saúde (públicas e privadas) dispõem já de equipamentos de última geração (ex. 64 “cortes”)” (APS, 2009).

## **2.2. Enquadramento no contexto internacional**

Numa comparação estatística quantitativa de vários países <sup>(3)</sup> da EU (Figura 2.3) e da OCDE (Figura 2.4), constataram-se diferenças significativas quanto ao número de equipamentos de TC instalados. Os dados da sugerem que à data, a valência de TC se encontrava bem disseminada em Portugal, existindo um rácio de aproximadamente 26,0 equipamentos de TC por milhão de habitantes, um valor que excede a média da UE27, em 61,5% (Figura 2.3) e a média da OCDE em 78,2% (Figura 2.4).

A tendência crescente do número de equipamentos de TC verificada em Portugal nos últimos anos é também observada em outros países a nível mundial, verificando-se grandes diferenças entre eles relativamente à disponibilidade da valência (Figura 2.5).

---

<sup>(2)</sup> São exemplos a instalação de equipamentos com dupla ampola-detector (dual source CT) como o de 64 cortes instalado no Hospital da Luz, em Lisboa (fonte: <http://www.hospitaldaluz.pt/> acedido em 07/08/2010) e o de 128 cortes instalado em 2009 na Clínica Dr. João Carlos Costa – Diagnóstico por Imagem, em Viana do Castelo (fonte: Revista Diálogo. Serviços e Soluções - Saúde. Primeiro Somatom Definition As Plus instalado em Portugal. Outubro de 2009, disponível online em <http://www.jcc.pt/pt/>, acedido em 07/08/2010).

<sup>(3)</sup> Apesar de existirem dados posteriores ao ano 2007, optou-se por analisar os dados relativos a esse ano de modo a melhor poder estabelecer comparações entre os países da EU e da OCDE.

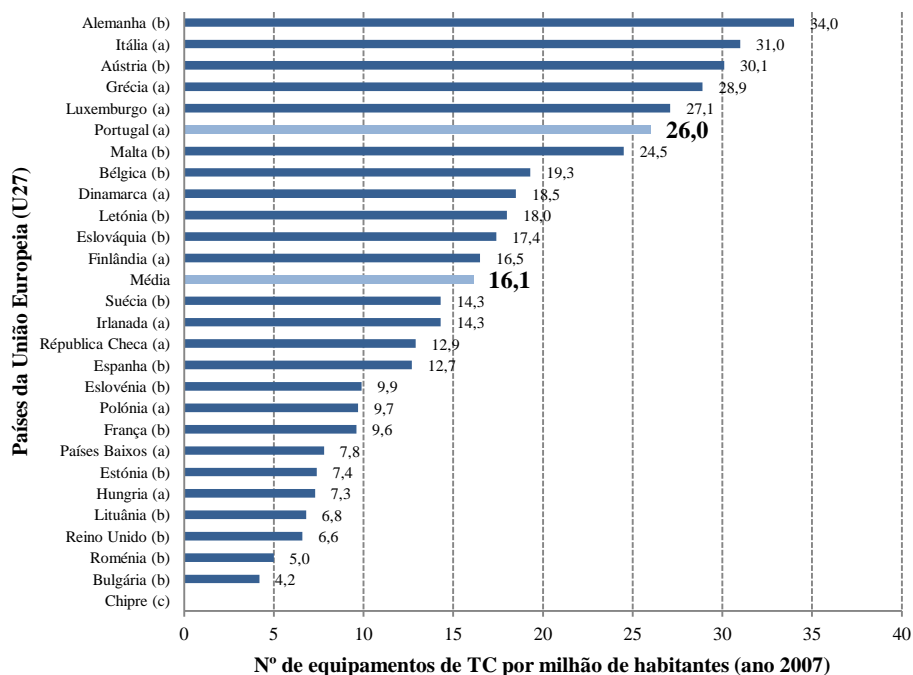


Figura 2.3 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitante em cada país da UE 27 no ano de 2007. (a) fonte: OCDE, 2010. (b) adaptado de: UNSCEAR, 2010; EUROSTAT, 2008. (c) sem dados.

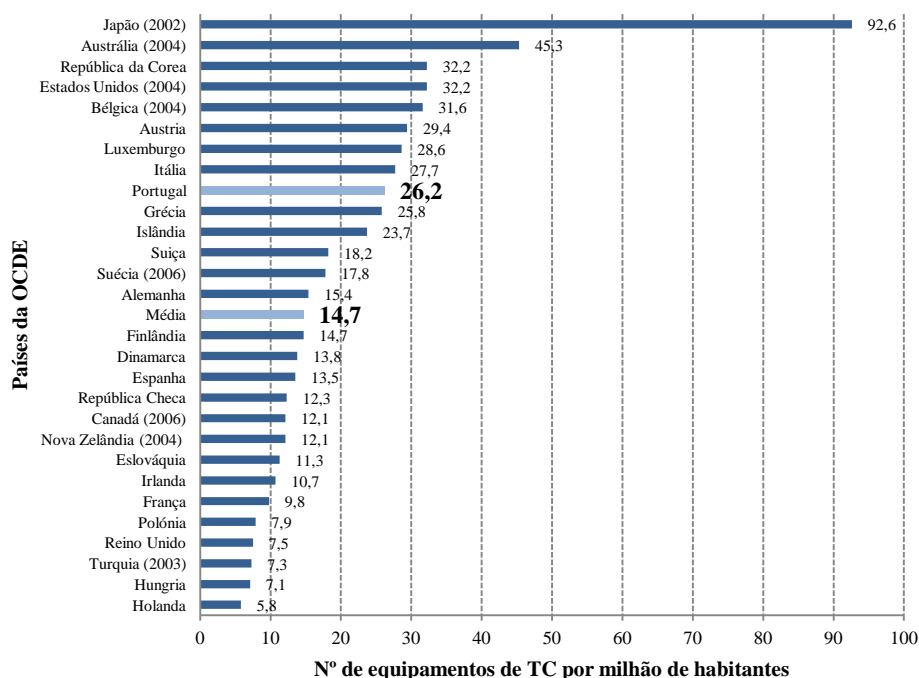
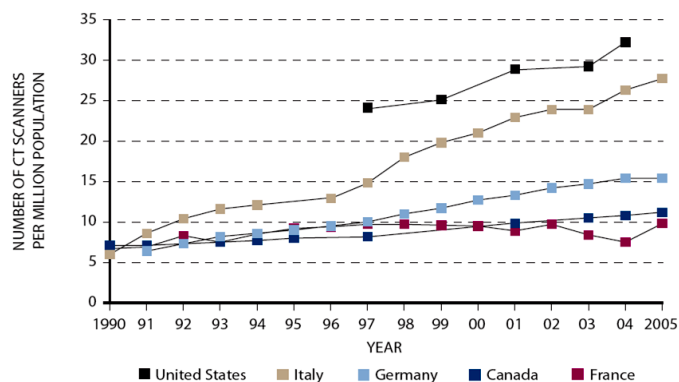


Figura 2.4 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitantes em países de OCDE, para o ano de 2007, salvo indicado o contrário (fonte: UNSCEAR, 2010)



**Figura 2.5 - Tendência temporal crescente, entre 1990 e 2005, do número de equipamentos de TC por milhão de habitantes nos Estados Unidos da América, Itália, Alemanha, Canadá e França (fonte: UNSCEAR, 2010)**

De um modo geral, na análise do panorama mundial, as estatísticas apontam um maior número de equipamentos de TC por milhão de habitantes nos países pertencentes aos grupos de cuidados de saúde com maior número de médicos (Tabela 2.2). Os países, como Portugal, pertencentes aos cuidados de saúde de nível I apresentam um maior número de equipamentos per capita (Tabela 2.2).

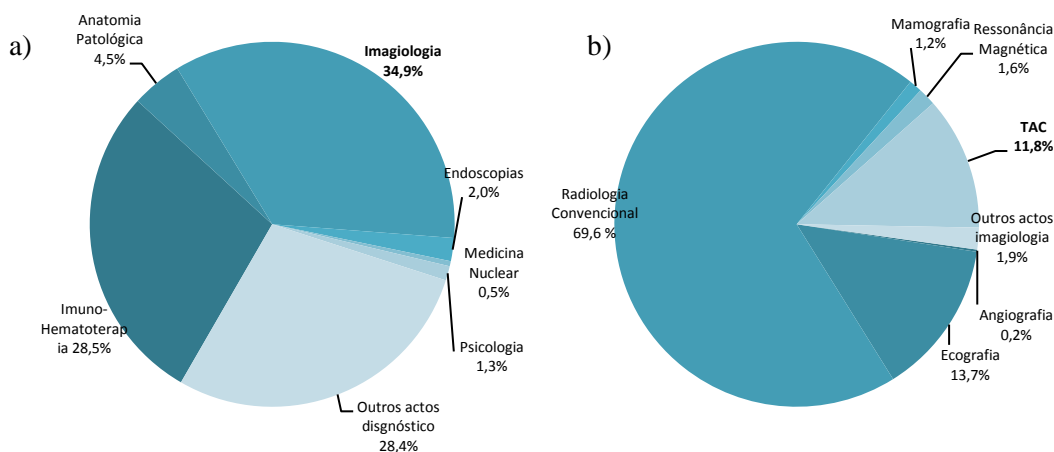
**Tabela 2.2 - Número de equipamentos de diagnóstico em radiologia por milhão de habitantes em cada grupo de países de cada nível de cuidados de saúde. Análise do rácio entre o número de equipamentos de radiologia convencional e tomografia computadorizada (adaptado de UNSCEAR, 2010)**

Equipamento	Nº / milhão habitantes nos cuidados de saúde de nível:			
	I	II	III	IV
Radiologia Convencional (RC)	290	60	40	4
Medicina Dentária	440	60	10	0,1
Mamografia	24	0,5	0,2	0,1
Tomografia Computorizada (TC)	17	2	0,4	0,1

### 3. Distribuição dos actos complementares de diagnóstico

#### 3.1. Dados nacionais

O recurso a diversos meios complementares de diagnóstico varia consoante a clínica e a disponibilidade das valências. A representatividade de cada uma delas é indicativa do grau de utilização. Dos actos complementares de diagnóstico executados a nível hospitalar em Portugal, em 2008 <sup>(4)</sup>, 64,6% corresponderam à área de análises clínicas (DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010). Dos demais, a imagiologia representou aproximadamente um terço do total (Figura 3.1 a)). A TC contribuiu em 11,8% do total dos actos de diagnóstico por imagem (Figura 3.1 b)) correspondendo a 865.407 exames realizados em 2008 (DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010). Para além destes, foram requisitados, no continente, pelos hospitais do SNS 39.852 exames de TC para o exterior (DGS, 2010).

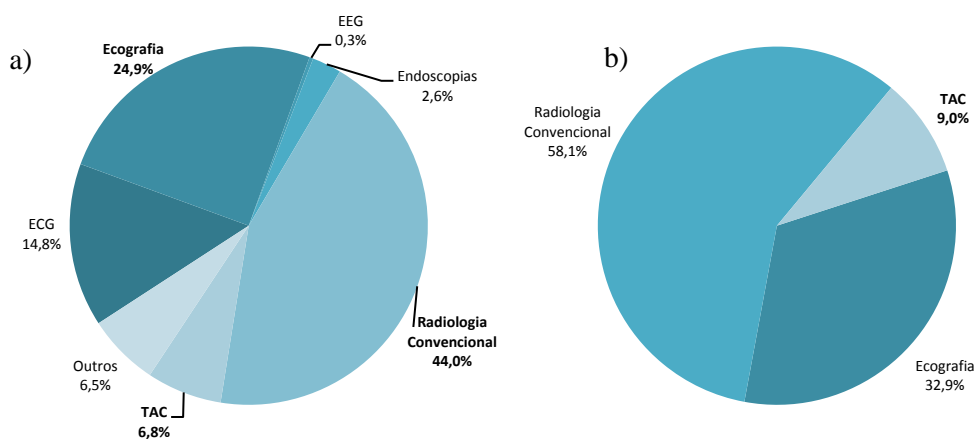


**Figura 3.1 - Distribuição da totalidade dos actos complementares de diagnóstico [a]) e dos actos de diagnóstico por imagem [b)], efectuados a nível hospitalar em Portugal continental, Região Autónoma dos Açores e Região Autónoma da Madeira, no período correspondente ao ano civil de 2008 (adaptado de: DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010).**

Dados posteriores a 2008, relativos ao número de exames de TC efetuados a nível hospitalar, apenas estão disponíveis para a Região Autónoma da Madeira, com um aumento de 20,2% entre 2008 e 2009 e de 24,5% entre 2009 e 2010 (DREM, 2010; DREM, 2011; DREM, 2012) e para a Região Autónoma dos Açores, com um aumento de 7,5% entre 2008 e 2009, de 7,1% entre 2009 e 2010 e de 7,5 % entre 2010 e 2011 (SREA, 2010; SREA, 2010a; SREA, 2011; SREA,2012).

<sup>(4)</sup> Últimas estatísticas disponíveis, coincidentes no ano, entre DGS, DSREA e DREM.

Já ao nível dos cuidados de saúde primários, em 2008<sup>(6)</sup>, o número de exames realizados ou prescritos relativos à área das análises clínicas contribuíram em 85,3% do total de exames de diagnóstico (DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010). Dos restantes actos de diagnóstico, as valências de imagem (radiografias, TC e ecografia) representam aproximadamente dois terços do total (Figura 3.2 a)). Em 2008 foram realizados 713.300 exames de TC enquadrados nos cuidados de saúde primários, correspondendo a 9,0% do total das valências de imagem (Figura 3.2 b)). (DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010).



**Figura 3.2 - Distribuição da totalidade dos actos complementares de diagnóstico [a] e dos actos de diagnóstico por imagem [b]), efectuados e requisitados na área dos cuidados de saúde primários em Portugal continental, Região Autónoma dos Açores e Região Autónoma da Madeira, no ano de 2007 (adaptado de: DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010)**

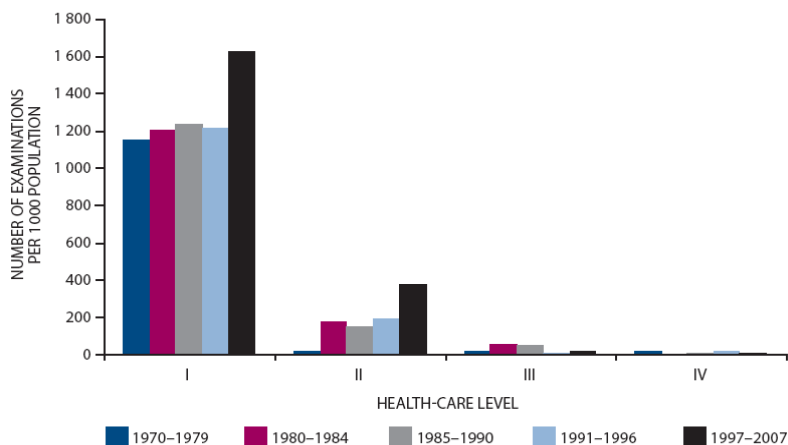
Concluiu-se que em Portugal, em 2008, foram realizados, a partir das unidades hospitalares e das unidades de cuidados de saúde primários, mais de 1,5 milhões de exames de TC.

### 3.2. Enquadramento no contexto internacional

De acordo com as Nações Unidas, a frequência média anual de exames de radiodiagnóstico aumentou aproximadamente 50% entre o período 1991-1996 e 1997-2007, estimando-se neste último intervalo aproximadamente 3,6 biliões realizados anualmente no mundo, distribuídos heterogeneamente entre os quatro níveis de cuidado de saúde <sup>(5)</sup> (UNSCEAR, 2010).

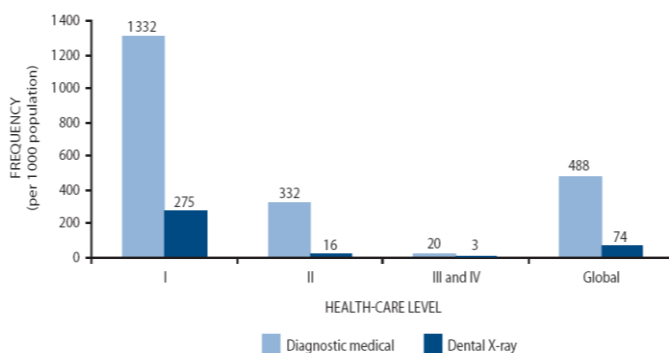
<sup>(5)</sup> Cujas estratificações têm por base o número de médicos por habitante: país de nível I possui pelo menos um médico por 1.000 habitantes; países do nível II existe um médico para 1.000-2.999 habitantes; países do nível III existe um médico para 3.000-10.000 habitantes; e países de nível IV possuem menos um médico por 10.000 habitantes.

A tendência crescente do número de exames evidenciou-se particularmente no grupo de países de cuidados de saúde do nível I e II (Figura 3.3). Excluindo os exames radiológicos referentes às exposições em medicina dentária, estima-se que o número de exames entre 1970-1979 e 1997-2007 aumentou 30 % nos cuidados de saúde de nível I e 91% nos cuidados de saúde de nível II (UNSCEAR, 2010).



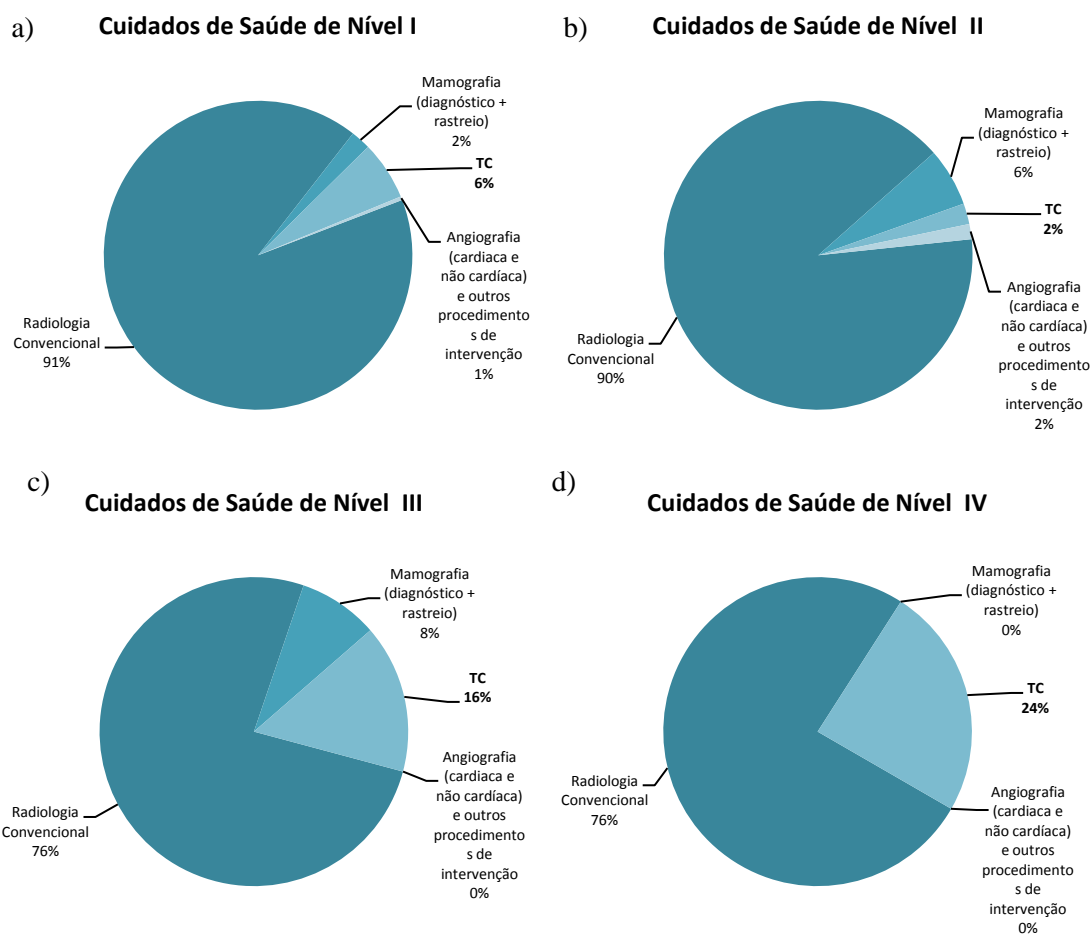
**Figura 3.3 – Evolução temporal do número de exames realizados anualmente, em radiodiagnóstico e medicina dentária, normalizados a 1.000 habitantes para cada nível de cuidados de saúde (fonte: UNSCEAR, 2010).**

Os exames relativos ao radiodiagnóstico nos países de nível I representam 82%, nos países de nível II representam 95% e nos países de nível III e IV representam aproximadamente 86% do total das exposições médicas de diagnóstico por raios X (Figura 3.4) (UNSCEAR, 2010). É de notar que os países de nível I, onde se inclui Portugal, foram responsáveis por dois terços do número total de exames, embora acolhessem apenas 24% do total da população mundial (1997-2007) (UNSCEAR, 2010). Este facto deveu-se em parte ao poder económico e ao elevado nível de inovação tecnológica nestes países (por exemplo com a introdução da TC multicorte e técnicas de aquisição digital (UNSCEAR, 2010)) e em parte devido à crescente disponibilidade de equipamentos.



**Figura 3.4 – Média anual da frequência de exames de radiodiagnóstico médico e de medicina dentária, por nível de cuidado de saúde, entre 1997 e 2007 (fonte: UNSCEAR, 2010).**

Entre os níveis de cuidados em saúde, a radiologia convencional <sup>(6)</sup> assumiu-se como a valência clínica mais requisitada, seguida pelos exames de TC (Figura 3.5 a), c) d)), com excepção dos cuidados de saúde de nível II (Figura 3.5 b)). Grandes dissimilaridades foram verificadas na ponderação dos exames de TC nos quatro níveis de cuidados de saúde, nomeadamente entre os 2% e os 24% de representatividade nos países dos CSN II e IV, respectivamente (Figura 3.5 b) e d)).



**Figura 3.5 – Distribuição do número médio anual dos actos de diagnóstico em radiologia (excluindo os de medicina dentária) nos CSN I [a)], CSN II [b)], CSN III [c)] e CSN IV [d)], entre 1997 e 2007. A análise nos CSN I englobou 28 países [a)], nos CSN II consideraram-se 5 países [b)] e um país foi representativo nos CSN III [c)] e nos CSN IV [d)]. (adaptado de UNSCEAR, 2010)**

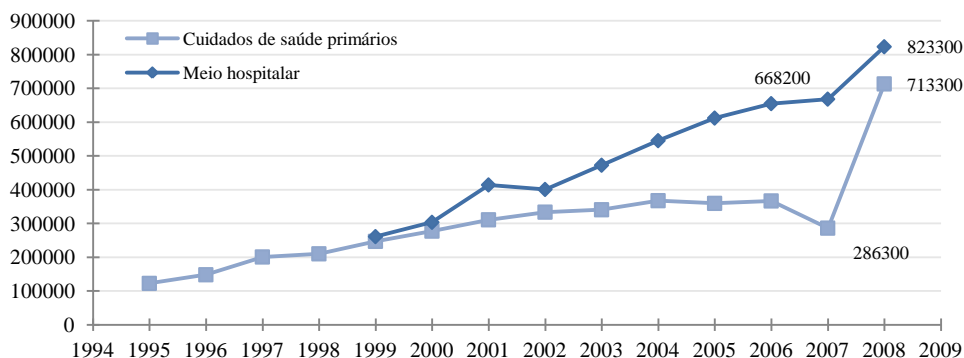
Na análise da Figura 3.5, e de modo a evitar falsos juízos na análise dos dados, é necessário alertar para o reduzido número de países que contribuíram com dados para as estatísticas dos actos de diagnóstico em radiologia nos níveis III e IV dos cuidados de saúde.

<sup>(6)</sup> Nesta análise consideraram-se englobados na categoria de radiologia convencional, para além dos estudos anatómicos com uma ou duas incidências (ex. abdómen simples e coluna cervical, respectivamente), estudos com recurso a fluoroscopia e estudos com múltiplas exposições (ex. colecistografia e urografia)

## 4. Número de exames de TC

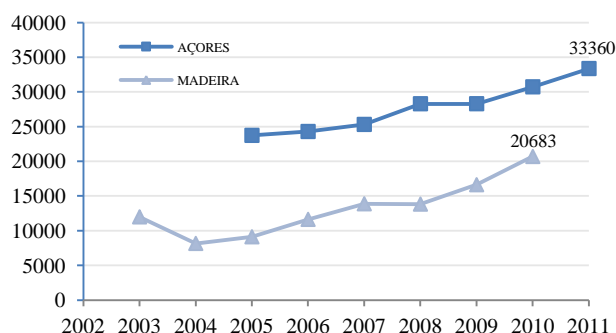
### 4.1. Dados nacionais

No panorama nacional verificou-se uma tendência crescente do recurso à TC como meio complementar de diagnóstico, nos últimos anos, tanto a nível hospitalar como ao nível dos cuidados primários de saúde.



**Figura 4.1 - Evolução anual do número de actos realizados para a valência TC na área dos cuidados de saúde primários e em meio hospitalar, em Portugal continental, entre 1995 e 2008 (adaptado de: DGS, 2002; DGS, 2003; DGS, 2003a; DGS, 2004; DGS, 2005; DGS, 2006; DGS, 2007; DGS, 2008; DGS, 2009; DGS, 2010).**

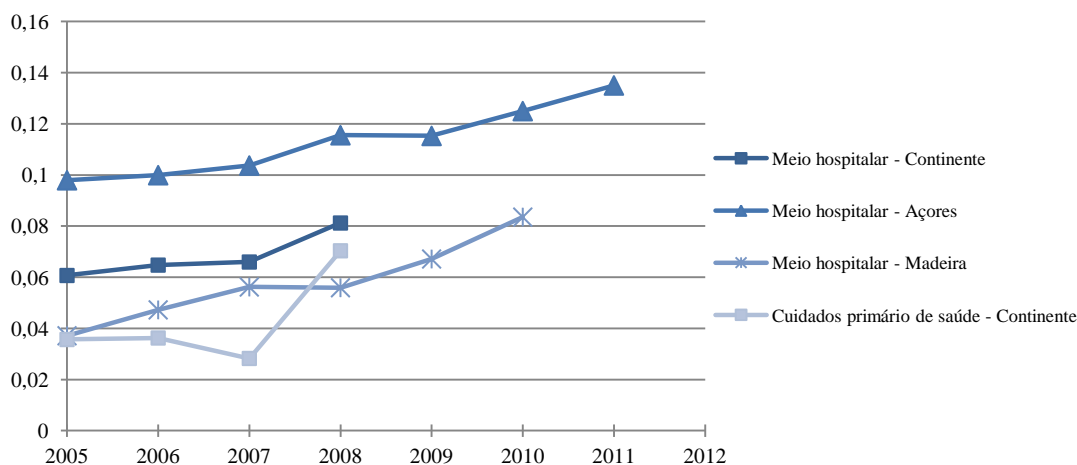
Os dados mais recentes para Portugal continental, entre 2007 e 2008, apontam para um crescimento do número de exames de TC requisitados e efetuados de 23,2% e 149,1%, em meio hospitalar e referentes aos cuidados de saúde primários, respectivamente (Figura 4.1). A diminuição no número de exames de TC (21,9%) ocorrida entre 2006 e 2007 (Figura 4.1), ao nível dos cuidados de saúde primários, coincidiu com alterações ao modelo de gestão dos cuidados de saúde primários, introduzidas no final de 2006 pelo Ministério da Saúde.



**Figura 4.2 - Evolução anual do número de actos realizados para a valência TC na área dos cuidados de saúde primários nas Regiões Autónomas dos Açores e da Madeira, entre 2003 e 2011 (adaptado de: SREA,2006; SREA,2006a; SREA,2007; SREA, 2010; SREA, 2010a; SREA,2011; SREA,2012; DREM,2006; DREM,2007; DREM,2007a; DREM,2009; DREM,2009a; DREM,2010; DREM,2011; DREM,2012)**

Os últimos dados disponíveis relativos às regiões autónomas apenas englobam o número de exames efectuados a nível hospitalar; entre 2009 e 2010 assistiu-se a um aumento de 24,5% na Região Autónoma da Madeira, e entre 2010 e 2011 a um crescimento de 19,7% na Região Autónoma dos Açores (Figura 4.2).

Normalizando o número de exames de TC à população residente (Figura 4.3) verificaram-se semelhantes tendências crescentes quando comparadas com o número total de exames de TC (Figura 4.1 e Figura 4.2). Por exemplo, em 2008, em meio hospitalar, os dados indicam um rácio de 0,12 exam/hab na RAA, de 0,08 exam/hab no Continente e, 0,06 exam/hab na RAM. Ao longo dos últimos anos a RAA afirmou-se como a região onde mais se realizaram exames de TC *per capita*, em Portugal, em meio hospitalar, sendo seguida do Continente e da RAM.



**Figura 4.3 – Evolução temporal (2005-2011) do rácio entre o número de exames de TC realizados e o número de residentes, para Portugal Continental e Regiões Autónomas dos Açores e da Madeira (adaptado de: DGS, 2007; DGS, 2008; DGS,2009; DGS, 2010; SREA,2006; SREA,2006a; SREA,2007; SREA, 2010; SREA, 2010a; SREA,2011; SREA,2012; DREM, 2007a; DREM, 2009; DREM, 2009a; DREM,2010; DREM, 2011; DREM,2012)**

Da literatura não nacional consultada (OCDE, 2013; UNSCEAR, 2010), existem dados relativos ao número de exames de TC realizados em meio hospitalar entre 1999 e 2011. Segundo a OCDE, em 2008 foram realizados 1052306 exames de TC, valor que excedia as estatísticas nacionais oficiais do mesmo ano em 17,7% (DGS, 2010; SREA, 2010; DREM, 2010). Entre 2008 e 2011 o número de exames de TC realizados a nível hospitalar em Portugal cresceu 21,8%, com um crescimento anual médio de 7,8% (OCDE, 2013).

À data da submissão da dissertação, não existiam dados relativos ao número de exames de TC realizados em Portugal publicados pela UNSCEAR (UNSCEAR, 2010) ou pela OCDE (OCDE, 2012). Não existiam, também, dados nacionais publicados pela DGS, SREA ou DREM relativamente à classificação dos exames por TC quanto ao tipo de estudo, idade ou parâmetros dosimétricos (DGS, 2009; SREA, 2007; DREM, 2009b).

## 4.2. Enquadramento no contexto internacional

O aumento do número de exames de TC em Portugal acompanha a tendência noutros países do mundo. Nos EUA realizaram-se 62 milhões de exames por TC em 2006, que representam 17% dos procedimentos de radiologia (excluindo medicina dentária) e medicina nuclear (METTLER, 2008; BRENNER, 2007). Mettler et al concluíram que no período entre 1993 e 2006 a taxa de crescimento no número de exames por TC aumentou em média cerca de 10% anualmente. Verificou-se um aumento mais acentuado na taxa de crescimento desde 1998, com valores anuais de crescimento até 17%, provavelmente associado à introdução da TC helicoidal e multicorte (METTLER, 2008; UNSCEAR, 2010) que promoveu um aumento das aplicações clínicas da TC com inquestionáveis melhorias nos cuidados de saúde das populações (SHRIMPTON, 2006).

Na Inglaterra, o *National Health Service* reportou 2,0 milhões de exames de TC realizados entre 2003 e 2004, representando cerca de 9% de todos os exames radiológicos (UNSCEAR, 2000).

No Japão assistiu-se ao aumento do número anual de exames de aproximadamente 1,5 milhões em 1979 para cerca de 12 milhões em 1989 e, para 37 milhões em 2000. O número de exames aumentou 8 vezes entre 1979 e 1989 e triplicou entre 1989 e 2000 (NISHIZAWA, 2004; UNSCEAR, 2010).

Contudo estes dados ilustram as realidades dos respectivos países e apenas realçam a tendência crescente de realização de TC como meio de diagnóstico. Uma visão mais abrangente é dada pela UNSCEAR com a análise por grupos de países com características semelhantes <sup>(7)</sup>.

O procedimento de TC mais comumente realizado é a TC CRE, sendo responsável em média por 11 exames por 1000 indivíduos do mundo por ano, seguido pelo estudo do abdómen com 8,2 exames realizados por cada 1000 indivíduos por ano (Tabela 4.1). A TC de intervenção surge como o tipo de procedimento por TC menos realizado mundialmente. Da análise da Tabela 4.2 verifica-se a grande diferença na distribuição da ponderação do número de exames de TC, em comparação com os exames de outras valências de radiodiagnóstico, entre os diferentes procedimentos e entre os diferentes níveis de cuidados de saúde.

---

<sup>(7)</sup> Entenda-se objectivamente número de médicos e indirectamente a disponibilidade da tecnologia.

**Tabela 4.1 – Número de exames por 1000 habitantes, segundo o tipo de estudo por TC e o nível de cuidados em saúde. Valores médios entre 1997 e 2007 (adaptado de: UNSCEAR, 2010)**

Exames / Procedimentos	Número de exames por 1000 habitantes			
	Nível I	Nível II	Nível III e IV	Mundo
TC crânio	40	2,3	0,9	11
TC tórax	24	0,8	0,7	6,3
TC abdómen	30	1,8	0,7	8,2
TC coluna	11	0,3	0,5	3,0
TC pélvis	19	1,0	0,3	5,1
TC intervenção	1,0	0,0	0,1	0,3
TC (outros procedimentos)	2,8	1,0	0,0	1,2

Transpondo o número médio de exames por nível de cuidados de saúde para a sua contribuição no total de procedimentos médicos radiológicos podem tirar-se outras ilações. De um modo geral, embora os países do CSN I tenham sido o grupo mais representativo do número de exames de TC realizados no mundo (Tabela 4.1), a contribuição total do número de exames de TC, em relação às outras valências de radiodiagnóstico, é mais significativa nos países de nível III e IV (Tabela 4.2) excedendo na maioria dos casos a contribuição mundial de cada procedimento.

**Tabela 4.2 – Distribuição percentual do tipo de exame por TC segundo o nível de cuidados em saúde. Valores médios ente 1997 e 2007 (adaptado de: UNSCEAR, 2010)**

Exames / Procedimentos	Contribuição (%)			
	Nível I	Nível II	Nível III e IV	Mundo
TC crânio	2,5	0,65	3,9	2,0
TC tórax	1,5	0,22	2,9	1,1
TC abdómen	1,8	0,52	2,9	1,5
TC coluna	0,7	0,09	2,2	0,53
TC pélvis	1,2	0,27	1,4	0,91
TC intervenção	0,1	0,00	0,35	0,05
TC (outros procedimentos)	0,2	0,29	0,00	0,21
<b>Total</b>	<b>8,0</b>	<b>2,04</b>	<b>13,65</b>	<b>6,3</b>

Contudo, apesar da baixa contribuição dos exames de TC na totalidade dos exames de radiodiagnóstico, esta valência contribui significativamente para a dose efectiva colectiva resultante das exposições médicas (HART, 2004). Este facto é particularmente inquietante no caso da população pediátrica devido à sua superior radiosensibilidade, quando comparada com a de indivíduos adultos. Deste modo faz sentido classificar a contribuição dos vários tipos de exames de TC em grupos etários (e género) na totalidade dos indivíduos sujeitos a exames por TC (Tabela 4.3).

### 4.3. Exames pediátricos

De um modo geral, os exames de TC na população pediátrica não atingiam valores acima dos 10% do total de cada procedimento, tendo a média de todos os exames em todos os níveis de cuidados de saúde sido de 7% (Tabela 4.3). Com a exceção da TC da coluna vertebral, a contribuição média por exame na população pediátrica (Tabela 4.3) foi ao encontro dos valores da contribuição no mundo dos vários tipos de exame de TC (Tabela 4.1).

Cerca de 9% dos exames de TC de crânio, o tipo mais incidente de exames de TC (Tabela 4.1), foram realizados numa população com idade inferior a 15 anos, (Tabela 4.3). A TC de abdómen na população pediátrica (0-15anos) dos CSN I representa 10% do total dos procedimentos de TC de abdómen no total da população e, a TC do tórax nesse grupo etário representa 7% dos casos de estudo do tórax por TC (Tabela 4.3). A representatividade da população pediátrica nos procedimentos de TC da pélvis, intervenção e outros tipos de exames de TC nunca atingem valores de contribuição percentual acima de 6%. Não foram registados TC intervenção em pediatria.

Indivíduos com idade superior a 40 anos caracterizam a maioria dos procedimentos de TC realizados entre 1997 e 2007, com a exceção da TC do abdómen, TC tórax, TC da coluna e TC de Intervenção nos CSN III. Aliás, nos países de CSN III a percentagem dos exames de TC da coluna e tórax realizados na população pediátrica iguala ou é superior à percentagem dos exames realizados na população com idade superior a 40 anos (Tabela 4.3).

Quanto à distribuição percentual dos exames de TC pelo género verificou-se, de um modo geral, uma tendência ligeiramente superior da contribuição do género masculino em todos os procedimentos dos quatro níveis de cuidados de saúde, sendo a média final total igual a 54%.

Em 2000, estimativas indicavam que 2,7 milhões de exames de TC eram realizados em cada ano em indivíduos com idades abaixo dos 15 anos (METTLER, 2000; FRICKE, 2003). Na Alemanha, apenas uma criança <sup>(8)</sup> em cada 1000 habitantes realizou um exame de TC enquanto nos EUA esse número é dez vezes maior (GALANSKI, 2006).

---

<sup>(8)</sup> Com idade inferior a 15 anos.

**Tabela 4.3 – Distribuição percentual média por nível de cuidados de saúde de indivíduos sujeitos a vários tipos de exames de TC classificados pela faixa etária e género, para o período 1997-2007. (adaptado de: UNSCEAR, 2010).**

	Nível de Cuidados de Saúde / ME	Distribuição pela idade (%)			Distribuição pelo género (%)	
		0-15 anos	16-40 anos	> 40 anos	Masculino	Feminino
TC crânio	I <sup>a</sup>	8	26	66	51	49
	II <sup>d</sup>	9	30	61	49	51
	III <sup>e</sup>	10	30	60	53	47
	IV <sup>e</sup>	8	40	52	48	52
	ME	9	32	60	50	50
TC abdóm en	I <sup>b</sup>	4	22	74	54	46
	II <sup>d</sup>	7	30	63	49	51
	III <sup>e</sup>	25	63	12	44	56
	IV <sup>e</sup>	5	25	70	54	46
	ME	10	35	55	50	50
TC tórax	I <sup>b</sup>	5	22	73	55	45
	II <sup>d</sup>	6	30	63	50	50
	III <sup>e</sup>	12	76	12	65	35
	IV <sup>e</sup>	5	20	75	52	48
	ME	7	37	56	56	45
TC coluna	I <sup>c</sup>	3	24	73	52	48
	II <sup>e</sup>	8	53	39	66	34
	III <sup>e</sup>	17	66	17	66	34
	IV <sup>e</sup>	4	35	61	50	50
	ME	8	45	48	59	42
TC pélvis	I <sup>c</sup>	5	18	78	53	47
	II <sup>e</sup>	6	34	60	46	54
	III <sup>e</sup>	0	50	50	75	25
	IV <sup>e</sup>	3	23	74	57	43
	ME	4	31	66	58	42
TC intervenção	I <sup>d</sup>	1	11	88	66	34
	II	-	-	-	-	-
	III <sup>e</sup>	0	100	0	50	50
	IV	-	-	-	-	-
TC (outros)	I <sup>c</sup>	2	21	77	53	47
	II	-	-	-	-	-
	III	-	-	-	-	-
	IV	-	-	-	-	-
Média final <sup>f</sup>	I	4	21	76	55	45
	II	7	35	57	52	48
	III	11	64	25	59	41
	IV	5	29	66	52	48
	MT <sup>f</sup>	7	37	56	54	46

ME = Média por tipo de Exame

MT = Média Total

<sup>a</sup> representado por 10 países

<sup>b</sup> representado por 11 países

<sup>c</sup> representado por 5 países

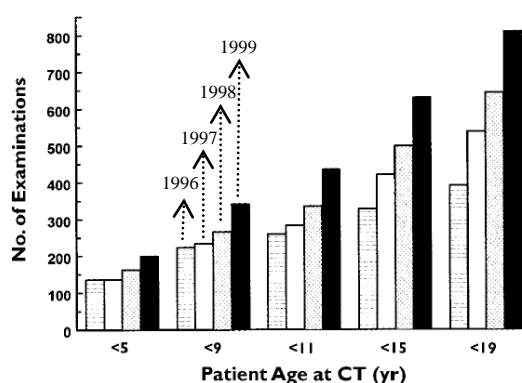
<sup>d</sup> representado por 2 países

<sup>e</sup> representado por 1 país

<sup>f</sup> média final ponderada ao número de tipo de exames para os dados disponíveis

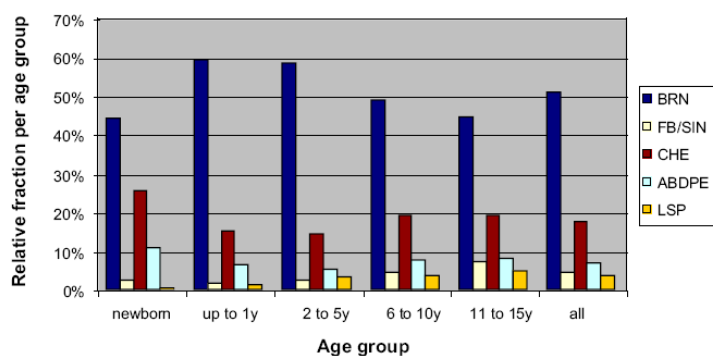
Note-se que os valores de ME e MT são valores médios e que, em alguns casos, a soma total da sua contribuição pode não atingir ou exceder os 100%.

Entre 1997 e 2007 os exames de TC na população pediátrica representavam 7% de todos os estudos da valência, entre os países dos vários níveis de cuidados em saúde. Contudo os dados representam um intervalo compreendido entre os zero e os 15 anos de idade. Uma vez que os riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante variam grandemente neste intervalo, é útil conhecer a representatividade de cada idade. Neste sentido Brenner et al identificaram o número de procedimentos por TC efectuados em quatro subgrupos etários abaixo dos 15 anos de idade (Figura 4.4). Verificaram o aumento da número de procedimentos por TC com o aumento da idade e, uma tendência crescente do número de exames ao longo do tempo em todos os subgrupos, com um aumento para quase o dobro num período de quatro anos (Figura 4.4). A mesma divisão etária é adoptada por outros autores na literatura (SHRIMPION, 2000; GALANSKI, 2006).



**Figura 4.4 – Aumento do número de exames de TC de abdómen e pélvis, efectuados numa unidade hospitalar pediátrica, em indivíduos abaixo dos 19 anos de idade, entre 1996 e 1999. Dentro de cada faixa etária definida pelos autores (inferior a 5 anos de idade, entre os 5 e os 8 anos de idade, entre os 9 e os 10 anos de idade, entre os 11 e os 14 anos de idade, entre os 15 e os 19 anos de idade) as colunas representam, da esquerda para a direita, o número de exames realizados em 1996, 1997, 1998 e 1999, conforme representado na figura (fonte: BRENNER, 2001)**

Os riscos decorrentes da exposição, contudo, podem variar com o tipo de exame (e doses características) e, conseqüentemente, com os órgãos irradiados. Galanski et al relataram um número de exames por equipamento variável entre 100 e 600, distribuídos de acordo com a Figura 4.5. A TC CRE apresentou-se como o exame mais realizado na população pediátrica (52%), seguido da TC torácica (17%) e dos estudos abdomino-pélvicos por TC (7%) (GALANSKI, 2006).



**Figura 4.5 – Distribuição das fracções relativas por faixa etária por tipo de exame de TC pediátrica (BRN = TC CRE; FB/SIN = TC dos ossos da face / seios perinasais; CHE = TC tórax; ABDPE = TC abdominal; LSP = TC da coluna lombar) (fonte: GALANSKI, 2006)**

Todavia o aumento do número de exames não é indicativo da melhor selecção da valência de imagem para diagnóstico, em especial na população pediátrica. A par do aumento do número de exames de TC no mundo, verifica-se que sai muitas vezes requisitados injustificadamente (DONNELLY, 2004; OIKARINEN, 2009) e/ou não se consideram outras valências de diagnóstico que permitam um diagnóstico assertivo, com uma menor ou sem dose de radiação. A consequência é um aumento da dose colectiva da população e aumento dos riscos da exposição à radiação ionizante devido à TC.

## 5. Radiação ionizante em diagnóstico

### 5.1. Exposição à radiação pela TC

A TC representa a maior fonte de radiação em exposições médicas e sua utilização tem aumentado rapidamente a nível mundial (Tabela 4.2) e a nível nacional (Figura 2.2; Figura 4.1; Figura 4.2), podendo-se assumir que a contribuição relativa da TC na dose per capita dos exames médicos aumentará em conformidade no futuro. Embora o número de exames de TC represente uma percentagem relativamente baixa do total dos exames radiológicos, a sua contribuição para a dose total da população é considerável em todos os países desenvolvidos.

Segundo as Nações Unidas, a dose efectiva<sup>9)</sup> da população mundial tem aumentado anualmente nas duas últimas décadas devido ao crescente contributo das exposições médicas, tendo sido reportado um aumento de 33,3% entre as publicações de 1993 e 2000, e de 60% entre os dados das publicações de 2000 e de 2008. (Tabela 5.1). No intervalo de 15 anos (1993-2008), este valor mais do que duplicou, atingindo 0,64 mSv per caput a nível global (26,7% do total das exposições a radiação ionizante).

**Tabela 5.1 – Evolução temporal da ponderação das fontes de radiação ionizante – naturais, artificiais e médicas – e da dose efectiva no mundo segundo as Nações Unidas**

	Dose efectiva (mSv)			
	Fontes naturais	Fontes artificiais		Total
		Exposições médicas	Outros	
(UNSCEAR, 1993)	2,4	0,3	0,1	2,8
(UNSCEAR, 2000)	2,4	0,4	-	2,8
(UNSCEAR, 2008)	2,4	0,64	-	3,04

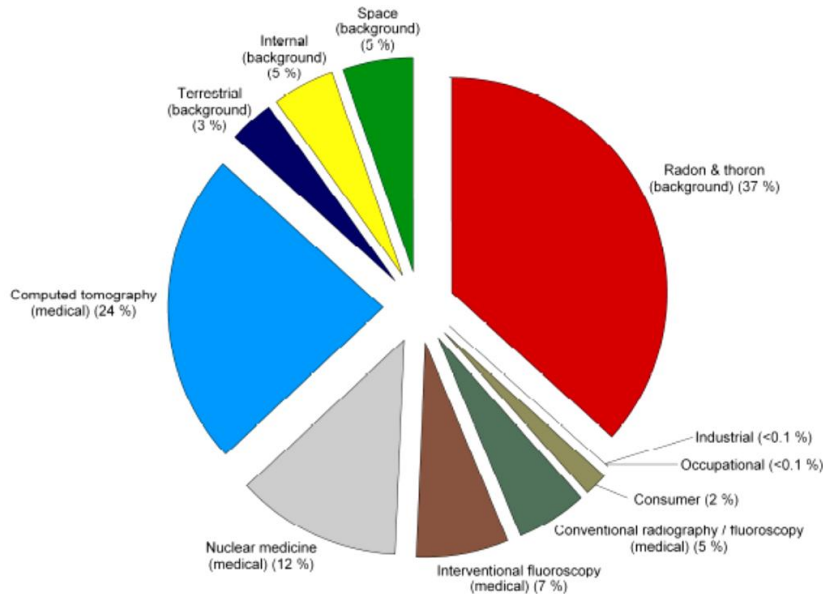
Outras fontes reportaram que, das fontes de radiação artificiais, pelo menos entre 32% - *National Council on Radiation Protection & Measurements (NCRP) Report No. 160* (NCRP, 2006) – e 58% – *Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR) (BEIR V, 1990)* são devidas à utilização de radiação X na medicina de diagnóstico, tendo sido a TC responsável por 24% da dose efectiva colectiva (Figura 5.1).

Dados mais alarmantes foram publicados em 2009 pelo *National Council on Radiation Protection and Measurement*. Segundo este relatório (NCRP, 2006) a dose efectiva das exposições médicas da população americana aumentou de 15% no início da década de 1980

---

<sup>9)</sup> Definida no capítulo 6.1 - *Descritores de dose em radiologia*, na página 34

para 48% em 2006, tendo o valor absoluto aumentado mais de sete vezes, atingindo os 3,0 mSv per caput nesse ano (NCRP 160). Tal demonstra que a dose efectiva das exposições médicas quase que igualou a dose efectiva das fontes naturais de radiação ionizante. Este crescimento deveu-se essencialmente ao aumento da utilização da TC e da medicina nuclear, que sozinhas contribuem em 36% do total das exposições à radiação e em 75% das exposições médicas à radiação ionizante nos EUA (NCRP, 2006).



**Figura 5.1 – Percentagem da dose efectiva colectiva de todas as categorias de exposição à radiação ionizante enquadrado na realidade em 2006 nos EUA (NRPB Report No. 160)**

Outros estudos também alertam para o elevado contributo da TC na dose efectiva, apesar do reduzido número de exames. Foi reportado (Noruega) que apesar da TC ser representativa de apenas 7% dos exames de radiodiagnóstico com radiação ionizante, representam 30% da dose efectiva colectiva (OLERUD, 1997) e que nos EUA é responsável por 67% da dose efectiva colectiva (METTLER, 2000). Na Inglaterra, no período 1990-1999, a dose efectiva colectiva relativa a exposições médicas aumentou de 20% para 40%, (KALRA, 2004), sendo a TC representativa de apenas 3,3% do total de exames de radiodiagnóstico (NRPB, 2002).

A nível nacional, um estudo recente – *Dose Dataned 2 Portugal* (TELES, 2012) – lançado pela Comissão Europeia e resultante de um consórcio multidisciplinar, conclui que o valor da “dose efectiva colectiva estimada para o ano 2010 foi duas vezes mais elevada do que o valor obtido num estudo realizado em 1992 (SERRO, 1992), o que se traduz num aumento significativo da dose efectiva colectiva na população portuguesa devido a procedimentos médicos”. Segundo estudo mais recente, a dose efectiva anual média total estimada para a população portuguesa foi

de  $0,96 \pm 0,68$  mSv/caput (TELES, 2012) para o conjunto de exames de radiologia de diagnóstico mais expressivo (Tabela 5.2). De acordo com a classificação proposta pela Comissão Europeia – *Radiation Protection Report No.154* (RP 154) –, este valor coloca Portugal na categoria de países de exposição média (TELES, 2012).

Em Portugal, em 2010, apesar da TC contribuir apenas para 14,4% do número do exames do TOP 20, foi responsável por 71,8% do total da dose efectiva (mSv/caput) e por 46,7% do total das doses efectivas típicas de exames de TC (mSv) (Tabela 5.2). Na Europa, no mesmo ano (*Dose Datamed 2 – Europa*), a TC foi responsável por 67,8% do total da dose efectiva (mSv/caput) e por 47,0 % do total da dose efectiva típica (mSv), tendo sido representativa de 16,5% dos exames do TOP 20 (Tabela 5.2). Os dados da Tabela 5.2 demonstram que em Portugal o contributo do número de exames de TC (14,4%) é comparável com a Europa, sendo muito inferior às estatísticas dos países de Cuidados de Saúde de Nível I das Nações Unidas (23,9%); e sugerem que o contributo (%) da dose efectiva típica da TC é comparável com os restantes estudos.

Em Portugal, em 2010, apesar da TC CE ser o exame de TC mais representativo quanto ao número absoluto de exames (40,2 exames/1000 hab.), foi o que menos contribuiu para a dose efectiva típica (2,2% do total). O exame de TC que mais contribuiu para a dose efectiva típica foi a TC TAP (com 14,7% do total), seguido pela TC da coluna vertebral (10,0% do total), pela TC do abdómen (7,5% do total) e pela TC do tórax (5,3% do total). Para além da TC CE, os exames de TC mais realizados foram a TC da coluna vertebral (18,7 exames/1000 hab.), a TC do tórax (17,4 exames/1000 hab.) e a TC do abdómen (17,3 exames/1000 hab.).

A análise dos rácios Tabela 5.2 sugere que as doses efectivas médias por procedimento dos exames de TC são superiores na TC CE, na TC TAP e na TC da coluna vertebral, quando comparados os dados de Portugal com os da Europa, no mesmo ano. Rácios mais optimistas foram obtidos para a TC do tórax, TC pélvica e TC abdominal. Nos exames de TC, no panorama europeu, verificou-se que apenas na TC da coluna vertebral se verificou um aumento da dose efectiva típica por procedimento.

Considerando que aproximadamente 7% dos procedimentos em TC correspondem a exames pediátricos (Tabela 4.3), pode-se deduzir, de um modo grosseiro, que são realizados em Portugal cerca de 8 exames pediátricos de TC/1000 hab., e que são realizados na Europa quase 6 exames pediátricos de TC/1000 hab. A representatividade da TC na dose efectiva e os efeitos biológicos da radiação em diagnóstico alertam para uma correcta ponderação entre as vantagens e os riscos da valência e na necessidade de adopção de estratégias de optimização da dose por procedimento, em especial na população pediátrica.

**Tabela 5.2 - Dados dos exames de radiologia de diagnóstico mais expressivos na realidade portuguesa (TOP 20), organizados por ordem decrescente da frequência na realidade nacional: número de exames por 1000 habitante e respectivos parâmetros dosimétricos associados às doses efectivas (TELES, 2012)**

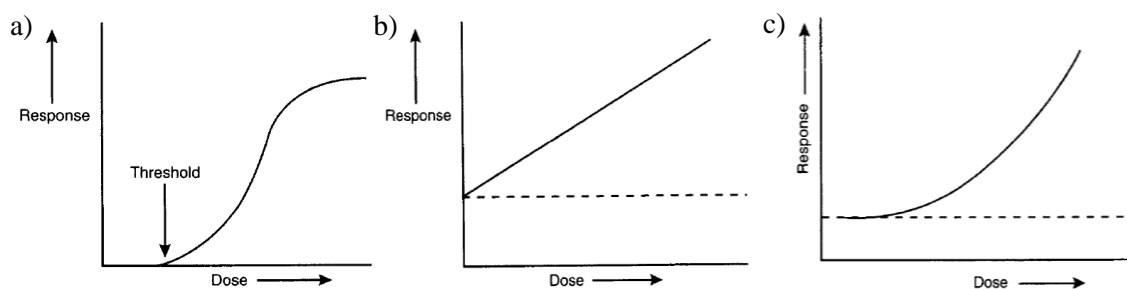
Exames TOP 20	DDM 2 – Portugal (dados de 2010)					DDM 2 – Europa (dados de 2010) *					DDM 1 (publicado no RP 154)			UNSCEAR (Health Care Level 1)			Rácios Dose efectiva típica	
	Exames/ 1000 hab.	Dose efectiva (mSv/ca put)	% Dose efectiva	Dose efectiva típica (mSv)	% Dose efectiva típica	Exames/ 1000 hab.	Dose efectiva (mSv/ca put)	% Dose efectiva	Dose efectiva típica (mSv)	% Dose efectiva típica	Exames/ 1000 hab.	Dose efectiva típica (mSv)	% Dose efectiva	Exames/ 1000 hab.	Dose efectiva média (mSv)	% Dose efectiva	DDM2 Europa / DDM1 Europa (mSv)	DDM2 Portugal / DDM2 Europa (mSv)
1 Radiografia do tórax	396,4	0,0357	3,7	0,09	0,1	193,6	-	-	0,11	0,1	176,7	0,10	0,1	168	0,1	0,1	1,1	0,9
2 Mamografia	63,2	0,0082	0,9	0,13	0,1	63,3	-	-	0,32	0,3	58,2	0,33	0,3	43	0,4	0,5	1,0	0,4
3 Coluna cervical	61,6	0,0043	0,4	0,07	0,1	26,0	-	-	0,19	0,2	26,1	0,27	0,2	32	0,2	0,3	0,7	0,4
4 Coluna lombar	54,2	0,0553	5,7	1,02	1,1	40,6	-	-	1,26	1,3	38,2	1,90	1,7	31	2,2	2,9	0,7	0,8
5 Abdómen	51,0	0,0378	3,9	0,74	0,8	22,5	-	-	0,89	0,9	21,4	1,50	1,3	45	0,8	1,1	0,6	0,8
6 Bacia/Anca	49,7	0,0383	4,0	0,77	0,8	48,7	-	-	0,72	0,8	59,3	0,90	0,8	40	1,1	1,5	0,8	1,1
<b>7 TC crânio</b>	<b>40,2</b>	<b>0,0821</b>	<b>8,5</b>	<b>2,04</b>	<b>2,2</b>	<b>26,9</b>	-	-	<b>1,86</b>	<b>2,0</b>	<b>26,3</b>	<b>2,00</b>	<b>1,8</b>	<b>40</b>	<b>2,4</b>	<b>3,2</b>	<b>0,9</b>	<b>1,1</b>
8 Coluna dorsal	26,0	0,0143	1,5	0,55	0,6	17,5	-	-	0,64	0,7	15,0	1,00	0,9	16	0,8	1,1	0,6	0,9
<b>9 TC coluna</b>	<b>18,7</b>	<b>0,1741</b>	<b>18,1</b>	<b>9,29</b>	<b>10,0</b>	<b>8,7</b>	-	-	<b>6,72</b>	<b>7,1</b>	<b>10,5</b>	<b>5,30</b>	<b>4,7</b>	<b>11</b>	<b>5</b>	<b>6,6</b>	<b>1,3</b>	<b>1,4</b>
<b>10 TC tórax</b>	<b>17,4</b>	<b>0,0856</b>	<b>8,9</b>	<b>4,93</b>	<b>5,3</b>	<b>12,6</b>	-	-	<b>6,29</b>	<b>6,6</b>	<b>8,9</b>	<b>8,00</b>	<b>7,1</b>	<b>24</b>	<b>7,8</b>	<b>10,3</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>
<b>11 TC abdómen</b>	<b>17,3</b>	<b>0,1198</b>	<b>12,4</b>	<b>6,94</b>	<b>7,5</b>	<b>18,1</b>	-	-	<b>11,05</b>	<b>11,7</b>	<b>14,4</b>	<b>12,00</b>	<b>10,7</b>	<b>30</b>	<b>12,4</b>	<b>16,4</b>	<b>0,9</b>	<b>0,6</b>
<b>12 TC toraco-abdomino-pélvico</b>	<b>13,2</b>	<b>0,1798</b>	<b>18,7</b>	<b>13,58</b>	<b>14,7</b>	<b>10,1</b>	-	-	<b>10,47</b>	<b>11,1</b>	<b>1,8</b>	<b>14,00</b>	<b>12,5</b>	-	-	-	<b>0,7</b>	<b>1,3</b>
<b>13 TC pélvica</b>	<b>11,2</b>	<b>0,0479</b>	<b>5,0</b>	<b>4,28</b>	<b>4,6</b>	<b>4,4</b>	-	-	<b>5,95</b>	<b>6,3</b>	<b>3,5</b>	<b>8,70</b>	<b>7,8</b>	<b>19</b>	<b>9,4</b>	<b>12,4</b>	<b>0,7</b>	<b>0,7</b>
14 Transito esófago-gastro-duodenal	3,0	0,0237	2,5	7,84	8,5	3,9	-	-	5,94	6,3	3,6	7,70	6,9	-	-	-	0,8	1,3
15 Angiografia cardíaca	3,0	0,0204	2,1	6,80	7,3	4,2	-	-	7,56	8,0	5,4	9,10	8,1	1,5	11,2	14,8	0,8	0,9
16 Clister opaco	1,3	0,016	1,7	12,70	13,7	2,6	-	-	8,41	8,9	4,7	8,60	7,7	9,3	7,4	9,8	1,0	1,5
<b>17 TC pescoço</b>	<b>1,2</b>	<b>0,0025</b>	<b>0,3</b>	<b>2,13</b>	<b>2,3</b>	<b>4,0</b>	-	-	<b>2,16</b>	<b>2,3</b>	<b>2,9</b>	<b>2,50</b>	<b>2,2</b>	-	-	-	<b>0,9</b>	<b>1,0</b>
18 Angioplastia coronária	1,2	0,0168	1,7	14,50	15,7	2,0	-	-	14,67	15,5	1,2	14,00	12,5	0,9	11,9	15,7	1,0	1,0
19 Trânsito do intestino delgado	0,4	-	-	-	-	1,2	-	-	6,65	7,0	1,1	10,00	8,9	-	-	-	0,7	-
20 Urografia intravenosa	0,1	0,0003	0,0	4,16	4,5	2,8	-	-	2,83	3,0	7,0	4,00	3,6	8,5	2,6	3,4	0,7	1,5
<b>Total</b>	<b>830,3</b>	<b>0,9629</b>	<b>100,0</b>	<b>92,56</b>	<b>100,0</b>	<b>513,7</b>	<b>1,18</b>	-	<b>94,70</b>	<b>100,0</b>	<b>486,2</b>	<b>111,90</b>	<b>100,0</b>	<b>519,2</b>	<b>75,7</b>	<b>100,0</b>		
<b>Total TC</b>	<b>119,2</b>	<b>0,6918</b>	<b>71,8</b>	<b>43,19</b>	<b>46,7</b>	<b>84,8</b>	<b>0,80</b>	-	<b>44,51</b>	<b>47,0</b>	<b>68,3</b>	<b>52,50</b>	<b>46,9</b>	<b>124</b>	<b>37</b>	<b>48,9</b>		
<b>Total TC (%)</b>	<b>14,4</b>	<b>71,8</b>	-	<b>46,7</b>	-	<b>16,5</b>	<b>67,8</b>	-	<b>47,0</b>	-	<b>14,0</b>	<b>46,9</b>	-	<b>23,9</b>	<b>48,9</b>	-		

\* todos os valores são com base nos coeficientes do ICRP 60

## 5.2. Efeitos ionizantes da radiação de baixa energia (diagnóstico)

Apesar do valor da TC em diagnóstico e intervenção ser inquestionável, a valência tem associados riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante que podem ser classificados como determinísticos ou estocásticos (ICRP, 2007; SUNTHARALINGAM, 2002) e dependem do tipo e dose de radiação.

Os danos determinísticos ocorrem em grupos de células e manifestam-se na morte/mau funcionamento celular. Considera-se que não se observam efeitos determinísticos abaixo de 100 mSv de dose local, de forma aguda ou no intervalo de um ano (ICRP, 2007). Apesar de raramente ocorrerem em exames de diagnóstico que respeitem as boas práticas (como nos exames de TC), podem ocorrer em procedimentos de intervenção devido essencialmente aos elevados tempos de exposição. Acima de um limiar de dose (*threshold*), a severidade dos efeitos determinísticos aumenta com o aumento da dose, segundo o modelo de dependência dose-resposta em curva sigmóide com *threshold* ilustrado na Figura 5.2 a).



**Figura 5.2 – Modelos de curvas de dose-resposta traçadas com base no efeito biológico observado face à dose fornecida: modelo de curva sigmóide com limiar de dose para início da resposta (a), Modelo linear de dose-resposta (b) e Modelo quadrático linear de dose-resposta (c). Em b) e c) área abaixo da linha a tracejado representa a incidência natural do efeito (aplicável aos efeitos estocásticos). (fonte: DOWD, 1999)**

Aos exames de diagnóstico por TC associa-se a probabilidade de indução de danos estocásticos. Nestes efeitos não existe um limiar de dose e a probabilidade de ocorrência do dano aumenta com o aumento da dose de radiação na população. São representados por curvas de dependência de dose-resposta, como no modelo linear (Figura 5.2 b)) ou no modelo quadrático linear (Figura 5.2 c)). Consideram-se como efeitos estocásticos o cancro radioinduzido (tumor sólido ou leucemia) e alterações genéticas que se manifestam como doenças hereditárias.

Enquanto no relatório BEIR VII é defendido o modelo linear de dose-resposta para radiação de baixo LET - (como é o caso da radiação X em TC), o ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) considera que, de um modo geral, para o mesmo tipo de radiação o modelo linear quadrático é mais acertado (que tende para a linearidade com o aumento do LET). O coeficiente de *Low Energy Transfer* (LET) caracteriza o tipo de radiação e representa a

densidade de eventos ionizantes que ocorrem em curtos períodos de tempo, e por isso a dose depositada num meio. Os efeitos biológicos de radiação de elevado LET são geralmente muito maiores do que os de baixo LET, para a mesma energia.

A dose associada ao risco de desenvolvimento de efeitos é comumente indicada como dose efectiva, expressa em Sieverts (Sv). O relatório BEIR VII define como baixas doses as compreendidas no intervalo entre zero e 100 mSv de radiação de baixo LET, gama correspondente às praticadas em radiologia. De entre outros factores, a dose efectiva depende da energia do feixe de radiação X, que em diagnóstico por TC possui uma janela de energias compreendida entre 40 KeV e 150 KeV.

Como as doses efectivas observadas nos exames de TC são tipicamente superiores às observadas noutras valências radiológicas (Figura 5.2), a probabilidade de ocorrência de danos decorrentes de exames de diagnóstico é muito superior na TC, sendo os efeitos mais evidentes na população pediátrica em especial devido à superior radiosensibilidade dos seus tecidos biológicos.

### **5.3. Radiossensibilidade e riscos da radiação ionizante em TC**

O conceito de radiossensibilidade traduz a susceptibilidade de ocorrência de alterações físicas, químicas e biológicas nas células e tecidos biológicos, quando expostos à radiação ionizante, como a radiação X utilizada na TC. É característica do tipo de tecido e está directamente relacionada com a taxa de proliferação celular (mitose) (DOWD, 1999).

Neste sentido a ICRP vem definindo factores de ponderação (Tabela 5.3), característicos do tipo de tecido, que reflectem o detrimento relativo da exposição à radiação ionizante de órgãos e tecidos em relação à totalidade representativa do corpo humano. Foram desenvolvidos para a avaliação da dose efectiva de trabalhadores expostos e do público em geral, incluindo crianças (ICRP, 2007), todavia são utilizados na literatura para cálculo da dose efectiva<sup>(10)</sup>.

O factor de ponderação do órgão ou tecido  $T$  ( $w_T$ ), representa a contribuição do órgão ou tecido para o detrimento total resultante de uma irradiação uniforme de todo o corpo. O seu valor é independente do tipo e energia da radiação incidente no corpo, sendo considerados na avaliação dos efeitos estocásticos. Estes factores, por si só, não são representativos da radiossensibilidade dos tecidos. Para tal outros factores têm de ser considerados, como o género e a idade.

---

<sup>(10)</sup> Como por exemplo na aplicação ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, versão 1.0 de 28/08/2009, disponível online em <http://www.impactscan.org/>

Tabela 5.3 – Factores de ponderação dos tecidos aconselhados pela IRCP nas publicações de 1997, 1991 e 2007 e desenvolvidos a partir de uma população de ambos os géneros e de uma ampla gama de idades. O valor  $w_t$  para as gónadas considera a média dos testículos (♂) e ovários (♀). Os tecidos restantes englobam glândulas supra-renais, tecido extratorácico, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo e próstata (♂) ou útero e colo do útero (♀) (adaptado de: ICRP, 2007)

Tecido	Factores de ponderação ( $w_t$ )		
	Publicação 26 (1977)	Publicação 60 (1991)	Publicação 103 (2007)
Bexiga	-	0,05	<b>0,04</b>
Cérebro	-	-	<b>0,01</b>
Cólon	-	0,12	<b>0,12</b>
Esófago	-	0,05	<b>0,04</b>
Estômago	-	0,12	<b>0,12</b>
Fígado	-	0,05	<b>0,04</b>
Glândulas salivares	-	-	<b>0,01</b>
Gónadas	0,25	0,20	<b>0,08</b>
Mama	0,15	0,05	<b>0,12</b>
Medula óssea	0,12	0,12	<b>0,12</b>
Osso	0,03	0,01	<b>0,01</b>
Pele	-	0,01	<b>0,01</b>
Pulmão	0,12	0,12	<b>0,12</b>
Tiróide	0,03	0,05	<b>0,04</b>
Restantes	0,30	0,05	<b>0,12</b>
TOTAL	1	1	1

De um modo geral, relativamente às diferenças entre géneros, considera-se a radioindução de cancro sólido ou leucemia ligeiramente menos evidente no género masculino, considerando-se o género feminino mais radiosensível (BRENNER, 2000; RAISSAKI, 2004) (Figura 5.3).

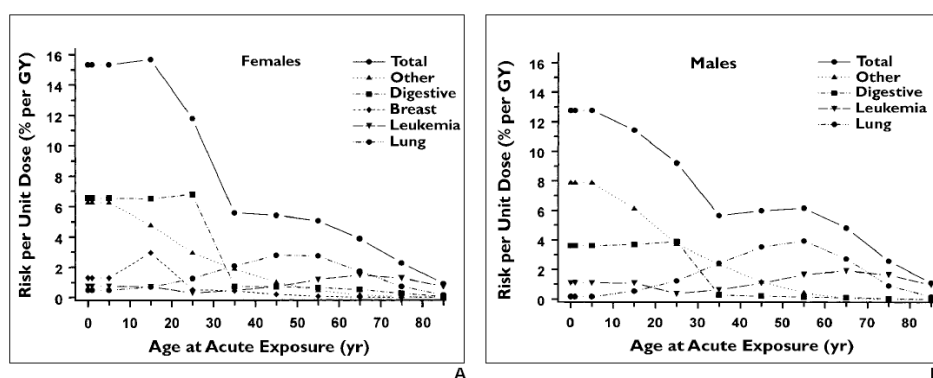
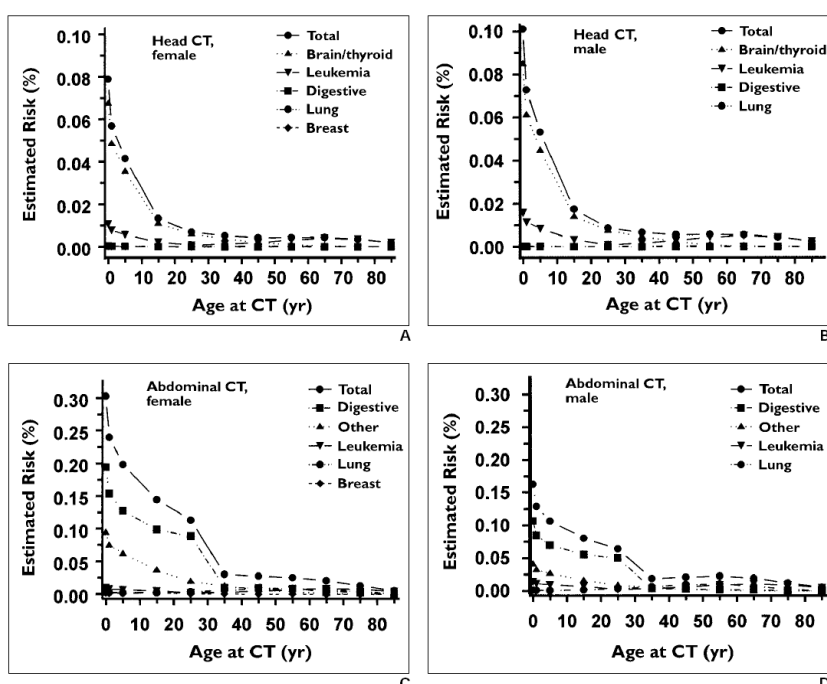


Figura 5.3 – Dependência dos riscos da exposição por unidade de dose em relação à idade aquando da exposição, no género feminino (a) e masculino (b), devido a mortalidade por cancro radioinduzido de exposições únicas em TC, de acordo com o modelo BEIR V (fonte: BRENNER, 2000)

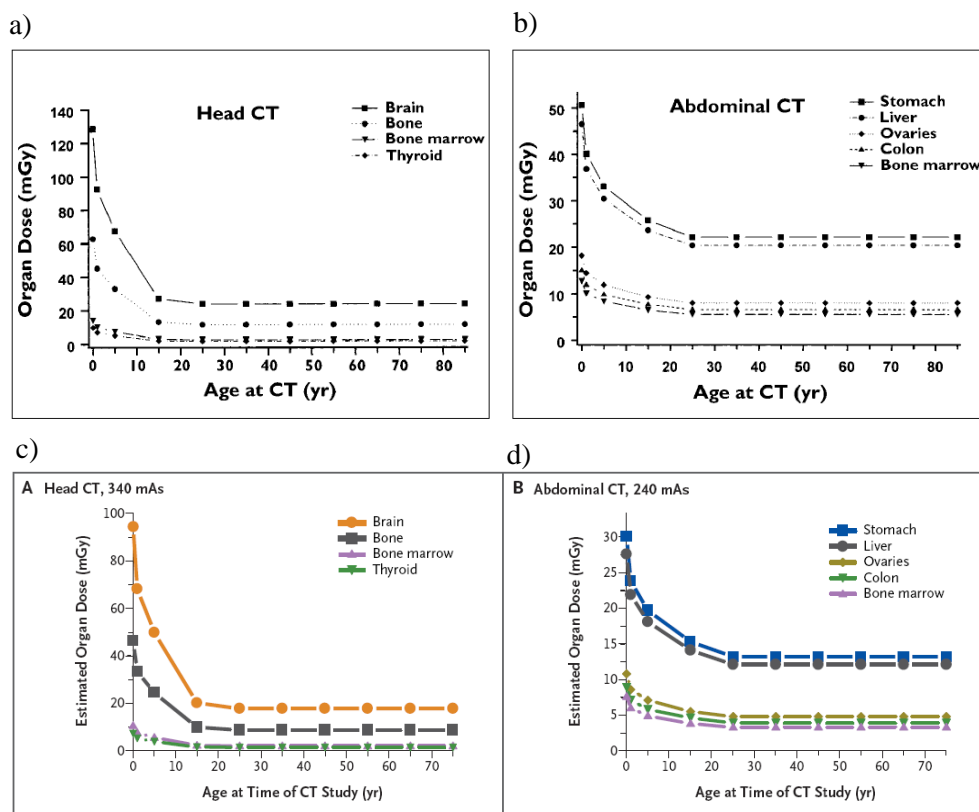
Em 2000, Brenner et al estimaram os riscos de radioindução de cancro fatal nos dois tipos de procedimentos mais comuns em TC e os resultados sugerem diferenças entre os géneros (Figura 5.4). De um modo geral, os autores concluíram que o risco total em exames do abdómen é duas vezes maior no género feminino devido aos superiores riscos estimados no sistema digestivo (Figura 5.4 c) e d)). A influência do género é menos evidente na TC CRE, sendo o risco total aproximadamente 1/5 superior no género masculino (Figura 5.4 a) e b)). De frisar é o facto do risco estimado na TC do abdómen diminuir mais lentamente do que na TC CRE, entre os 0 e os 35 anos, atribuível à maior constância do risco por unidade de dose nos órgãos do aparelho digestivo (BRENNER, 2000).



**Figura 5.4 – Dependência da esperança de vida atribuída ao cancro radioinduzido, resultante de exposições únicas em TC, em função da idade aquando da exposição, em exames típicos de TC CRE (a, b) e TC abdominal (c, d), para o género feminino (a, c) e para o género masculino (b, d). (fonte: BRENNER, 2000)**

Verificou-se existir uma tendência geral de aumento dos riscos com a diminuição da idade (Figura 5.3 e Figura 5.4), atribuível ao aumento da radiosensibilidade com a diminuição da idade. Consideram-se as crianças mais radiosensíveis do que um adulto de meia-idade num factor de 10 (RAISSAKI, 2004; PIERCE, 1996). Para além desta tendência, os autores constataram a existência de doses absorvidas em cada órgão superiores na população pediátrica (Figura 5.5). Para idênticos valores de parâmetros técnicos, para cada tipo de exame, registaram-se doses estimadas nos órgãos até 5 vezes superiores na TC CRE e mais de 2 vezes superior na TC do abdómen, comparando os zero e os 25 anos de idade aquando da exposição

(Figura 5.5). Curiosamente, comparando os dois estudos (Figura 5.5), com um intervalo cronológico de 7 anos, verifica-se uma significativa diminuição das doses estimadas nos órgãos (ex. aproximadamente  $\frac{1}{4}$  na dose no estômago na TC do abdômen e mais de  $\frac{1}{3}$  na dose no cérebro na TC CRE).

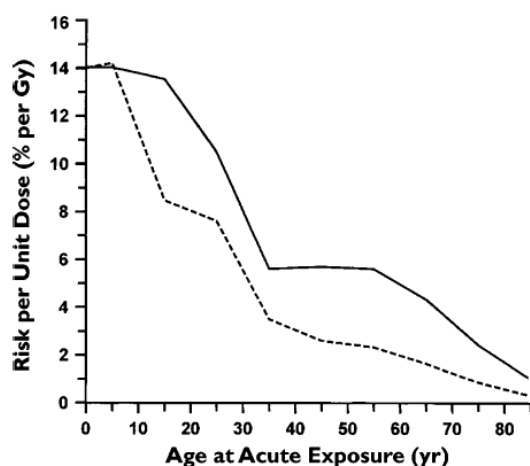


**Figura 5.5 – Dependência da dose absorvida estimada em diversos órgãos, em TC CRE (a, c) e TC abdominal (b, d), em relação à idade quando da realização do exame de TC, em dois estudos semelhante decorridos em 2000 (a,b) e 2007 (c, d). Note-se a diferença nas escalas no eixo das ordenadas. (fontes: BRENNER, 2000; BRENNER, 2007)**

As diferenças nas doses estimadas com a idade devem-se essencialmente a variações anatómicas, como a forma e dimensões dos órgãos, o desenvolvimento do esqueleto ósseo, variações na distribuição e volume da medula óssea durante o crescimento e, as dimensões do corpo (como o diâmetro transversal do corpo da criança que lhe oferece menor protecção dos órgãos face à exposição (BRENNER, 2007)). Outros factores adicionais, como elevada oxigenação celular e a superior quantidade total de água nas crianças (e conseqüente maior probabilidade de produção de radicais livres quando da exposição) (SUNTHARALINGAM, 2002) podem contribuir para as diferenças de radiosensibilidade entre crianças e adultos; e deverão ser considerados na aquisição de imagens de radiodiagnóstico. O adequado ajuste dos parâmetros técnicos e das práticas é fulcral na minimização e/ou optimização da dose em

exames de TC, em especial em crianças (EUR 16262), embora frequentemente tal não aconteça ((LINTON, 2003; PATERSON, 2001)

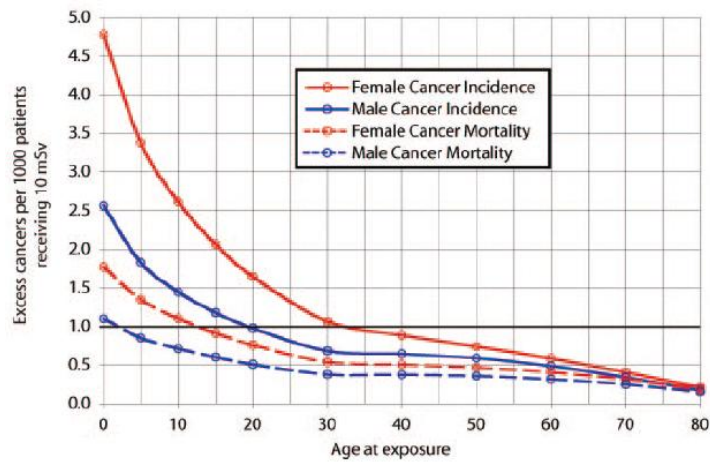
O ICRP (publicação 60) e o comité BEIR V da National Academy of Sciences estimaram a redução do tempo de vida atribuível à mortalidade por cancro radioinduzido, por unidade de dose, em função da idade, e para uma exposição única e propõem dois modelos de dependência do risco de cancro radioinduzido resultante das exposições em diagnóstico (Figura 5.6).



**Figura 5.6 – Dependência da mortalidade por cancro radioinduzido por unidade de dose em função da idade em que ocorreu a exposição, estimada pelo ICRP (linha a tracejado) e pelo BEIR V (linha contínua). (fonte: \*OIKARINEM, 2009)**

Concluiu-se existir um aumento do risco com a diminuição da idade aquando da exposição, atribuível à superior actividade mitótica e maior esperança de vida nos indivíduos cuja exposição ocorreu mais cedo (RAISSAKI, 2004). De notar é o facto de estas conclusões serem especialmente notórias até aproximadamente os 35 anos de idade (OIKARINEN, 2009).

A mortalidade por cancro radioinduzido, contudo, não traduz a incidência do cancro radioinduzido (Figura 5.7). As taxas de incidência são aproximadamente duas vezes superiores às taxas de mortalidade e a diferença tende a diminuir com o aumento da idade em que ocorreu a exposição. À semelhança da taxa de mortalidade, a taxa de incidência é cerca de duas vezes superior no género feminino. De notar é o facto do tempo de manifestação do dano radioinduzido que pode constituir um factor de enviesamento dos dados, pois o tempo de vida esperado da população pediátrica aumenta a probabilidade de manifestação de eventuais danos radioinduzidos; e quanto maior a idade a aquando da exposição menor será a probabilidade de manifestação desses sinais e/ou sintomas.



**Figura 5.7 – Variação da taxa de incidência de cancro radioinduzido e taxa de mortalidade por cancro radioinduzido com a idade, na população masculina e feminina. As curvas do gráfico ilustram o excesso de incidência e mortalidade por 1000 pacientes para uma exposição de 10 mSv, acima da unidade nas ordenadas, e a diminuição, abaixo dessa linha (fonte: SODICKSON, 2009).**

Assim, segundo o modelo da Figura 5.7, apesar de mais radiosensíveis até aos 35 anos de idade (Figura 5.6), a utilização da TC pode, quando devidamente justificada e otimizada, constituir uma mais-valia no diagnóstico uma vez que se verificaram valores de incidência de cancro radioinduzido inferiores ao esperado, a partir de 20 e 30 anos de idade, para o género masculino e feminino respectivamente.

## 6. Dose em TC

### 6.1. Descritores de dose em radiologia

Os índices descritores de dose são utilizados para a comparação e compreensão dos efeitos da radiação. Em dosimetria e protecção radiológica existem conceitos transversais, como exposição, dose absorvida, dose equivalente e dose efectiva. Estes conceitos são definidos pelo ICRP (ICRP, 2007) e abordados adiante. Especificamente para a TC, outros conceitos dosimétricos são adoptados devido às características particulares de irradiação.

A dose absorvida é definida como o coeficiente entre o valor médio da quantidade de energia depositada e a massa do meio e, é expressa em joule por quilograma ( $J.kg^{-1}$ ), unidade SI, ou em gray (Gy). Representa um valor médio de flutuações de energia do feixe de radiação (característico de um feixe de raios X) num qualquer ponto do meio.

A dose equivalente, por sua vez, resulta do somatório do produto da dose absorvida (média) por um determinado órgão ou tecido com um factor de ponderação característico do tipo de radiação. Estes factores têm em conta a avaliação da eficácia biológica relativa de diferentes radiações com respeito aos efeitos estocásticos. Em feixes de fótons X a dose equivalente iguala a dose absorvida porque o factor de ponderação é igual 1. A unidade SI é o joule por quilograma ( $J.kg^{-1}$ ) muitas vezes referenciada em sievert (Sv).

Do somatório das doses equivalentes, ponderadas em todos os órgãos ou tecidos do corpo humano provém a dose efectiva ou eficaz. Os factores de ponderação aplicados a cada tecido (Tabela 5.3) representam diferentes índices de radiosensibilidade de vários órgãos ou tecidos e reflectem o detrimento relativo da exposição dos vários órgãos e tecidos do corpo humano. O ICRP recomenda que as doses efectivas estejam directamente relacionadas com os riscos estocásticos da radiação ionizante de modo a que possam ser utilizados em comparações entre várias valências radiológicas (ICRP, 1991) de diagnóstico e intervenção.

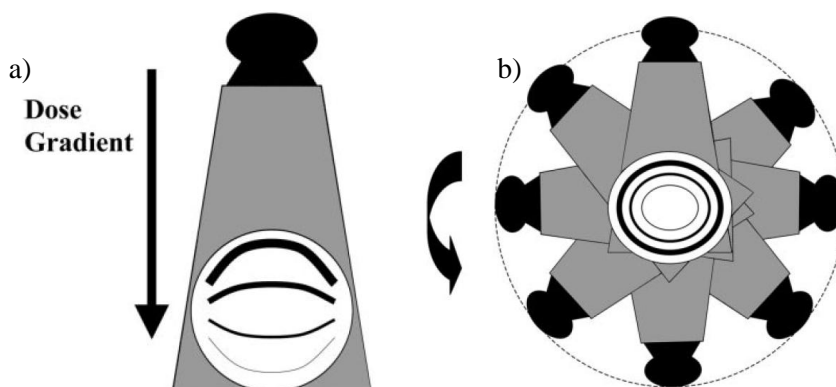
Como a aquisição da imagem em TC é consequência de múltiplas aquisições planares ao longo de um eixo longitudinal, as grandezas utilizadas em dosimetria em TC recorrem a um sistema métrico apropriado. Estes índices descritores de dose serão abordados adiante, enquadrados nas características de distribuição de dose específicas da TC.

## 6.2. Distribuição de dose em TC

As imagens obtidas em TC resultam da aquisição de dados ao longo de um eixo longitudinal, independentemente da tecnologia de aquisição, reconstruídas e/ou reformatadas em diversos planos.

### 6.2.1. Variações em planos axiais de aquisição

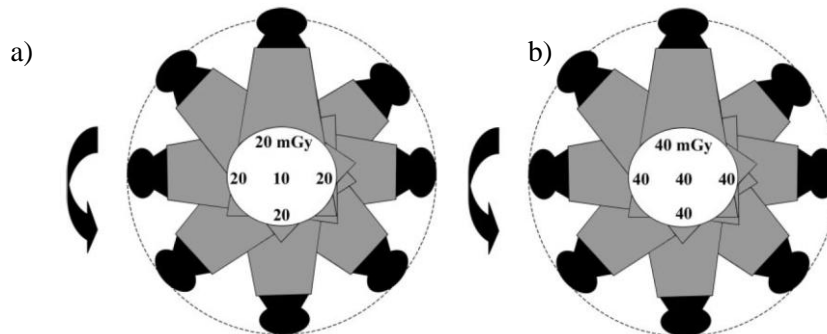
A cada projecção está associado um gradiente de dose do objecto/corpo a adquirir imagem, que depende dos coeficientes de atenuação desse objecto/corpo. Para idênticos feixes de radiação, o gradiente de dose tenderá a diminuir com o aumento do coeficiente de atenuação e com a profundidade no objecto/corpo (Figura 6.1 a). Numa análise individual de cada projecção, os gradientes de dose de TC são em tudo idênticos aos gradientes de dose verificados na radiologia convencional. Mas como aquisição de imagem em TC depende da aquisição de dados em várias projecções, na análise dosimétrica em TC é imperativo contemplar a influência de todas elas.



**Figura 6.1 – Gradiente de dose resultante da projecção do feixe de raios X em projecções planares (como em radiologia convencional e mamografia) (a) e de múltiplas projecções de uma exposição de 360° graus de uma TC, num mesmo plano transversal (b). A linha mais espessa representa a dose de entrada na pele (a) (b) que é muito superior à dose de saída em (a) e à dose no centro em (b) formando um gradiente linear em (a) e radial simétrico em (b). (fonte: MCNITT-GRAY, 2002)**

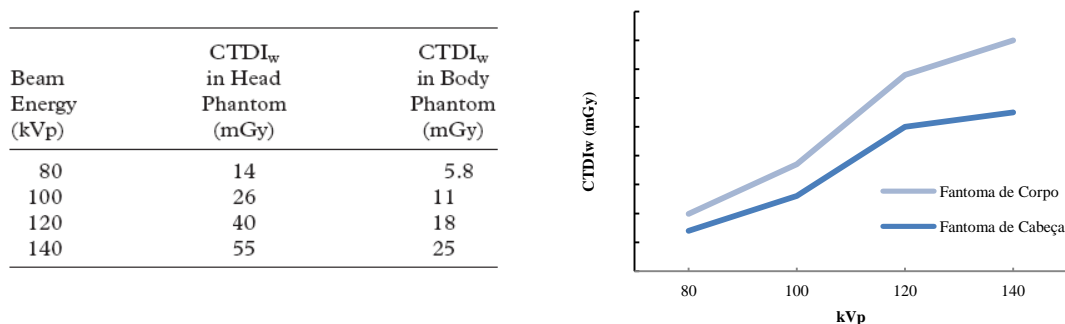
Da análise da Figura 6.1 b) verifica-se que numa exposição tomográfica de 360°, característica das gerações mais recentes da TC. Para uma estrutura constituída por um material/tecido de homogéneo coeficiente de absorção, existe um gradiente de dose radial simétrico dentro da estrutura. Variações no tamanho (e constituição) do objecto e no espectro de radiação podem alterar a magnitude do gradiente de dose, isto é, a diferença dos parâmetros de dose entre o centro e a periferia.

De acordo com McNitt-Gray *et al*, para um idêntico espectro de radiação verificam-se diferenças no gradiente de dose com a variação no tamanho de fantasmas do mesmo material. Por exemplo, num fantoma de 32 cm de diâmetro (fantoma de corpo), os valores de dose absorvida obtidos do centro variam cerca de 50% em relação à periferia (Figura 6.2 a). Contudo, num fantoma de 16 cm de diâmetro (fantoma de cabeça), mantendo estanques as variáveis material/tecido e espectro de radiação, não existe significativa variação no gradiente de dose no objecto/corpo (Figura 6.2 b).



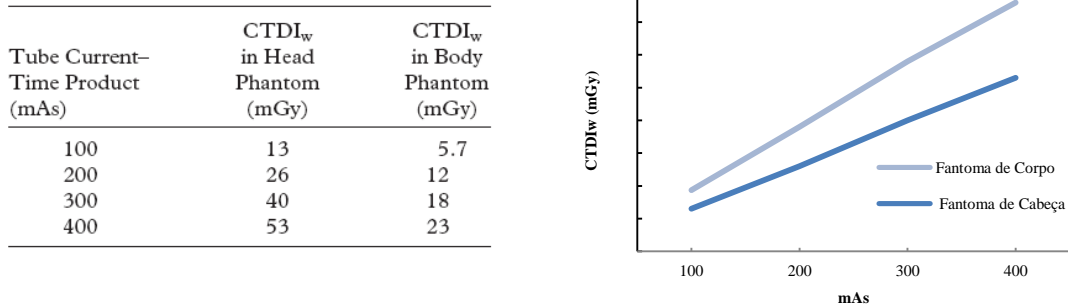
**Figura 6.2 – Distribuição típica da dose absorvida num fantoma de 32 cm de diâmetro (a) e num fantoma de 16 cm de diâmetro (b) obtida a partir de um equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Utilizaram-se como parâmetros técnicos de aquisição 120 kV<sub>p</sub>, 280 mAs (280 mA) e 10 mm de colimação. (fonte: MCNITT-GRAY, 2002)**

A alteração do espectro de radiação, isto é, a variação dos constituintes do ânodo e/ou do valor de tensão (BUSHBERG, 2002), também produz alterações no perfil de dose em TC. O material constituinte do ânodo determina a forma do espectro de radiação. O valor de tensão na ampola (kV<sub>p</sub>) define o valor máximo de energia dos fótons X no espectro de radiação que é tanto maior quanto maior o valor de tensão. Os parâmetros dosimétricos crescem exponencialmente com o aumento do valor da tensão (Figura 6.3). A combinação de filtros à saída da ampola pode modificar o espectro de radiação característico do material do ânodo e deverá também ser considerado aquando de avaliações comparativas entre equipamentos de TC.



**Figura 6.3 – Variações no índice dosimétrico CTDI<sub>w</sub> em fantasmas de cabeça e corpo, em função do valor de kV<sub>p</sub>, obtidos num equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Os dados foram obtidos com 300 mA e colimação nominal de 10mm (adaptado de: McNitt-Gray, 2002).**

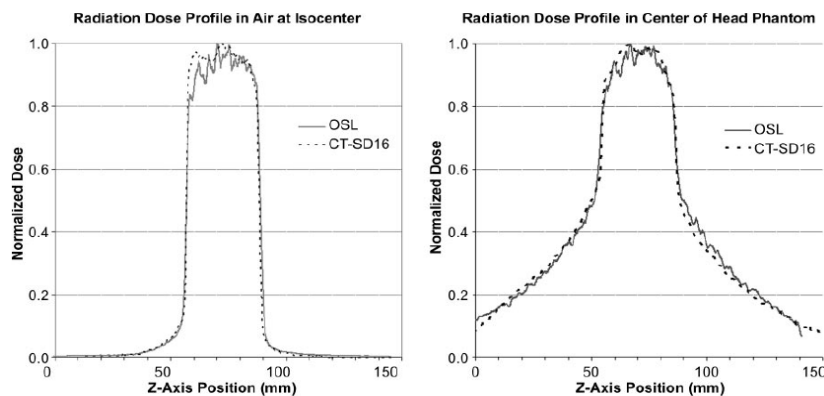
O gradiente de dose também é afectado pela fluência da radiação, traduzida pelo parâmetro técnico miliamperagem. O valor de índice de dose apresenta uma dependência linear do produto mAs (Figura 6.4) (BUSHBERG, 2002).



**Figura 6.4 – Variações no índice dosimétrico CTDI<sub>w</sub> em fantomas de cabeça e corpo, em função do parâmetro técnico mAs, obtidos num equipamento de tecnologia de aquisição SSCT. Os dados foram obtidos com 120 kVp e colimação nominal de 10 mm (adaptado de: MCNITT-GRAY, 2002).**

### 6.2.2. Variações ao longo de Z

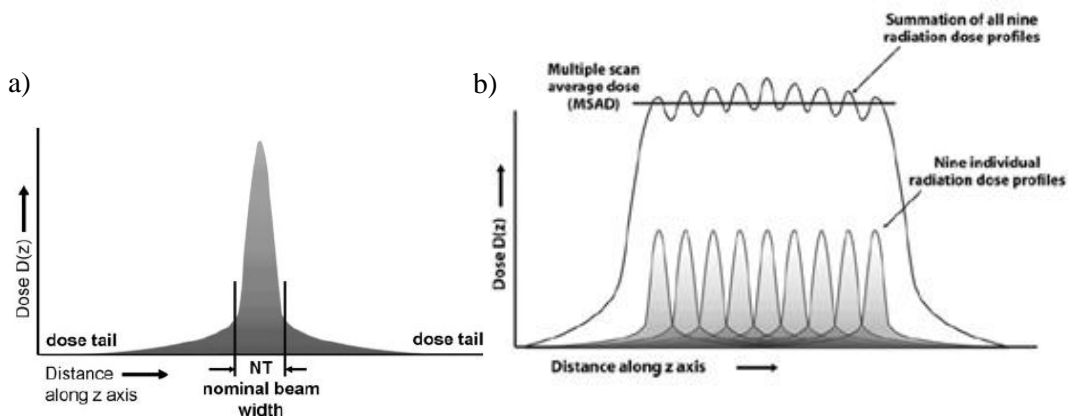
Para além das variações em planos transversais de aquisição, verificam-se variações ao longo do eixo longitudinal (nas várias posições da mesa da TC) que podem ser caracterizadas pela distribuição da dose no eixo Z, designada por perfil de radiação (Figura 6.5).



**Figura 6.5 – Perfil de radiação de dose única (posição estacionária da mesa) produzido por dois tipos de detectores de radiação, medido (a) no ar no isocentro da gantry de TC e (b) no centro de um fantoma de cabeça de TC. (fonte: BAUHS, 2008)**

O perfil de radiação da dose estende-se ao longo do eixo longitudinal da mesa, para além da largura nominal da colimação do feixe. Este facto é pouco evidente no caso da exposição no ar (Figura 6.5 a). Porém, no caso da irradiação de um objecto/corpo torna-se mais evidente devido

à maior significância do efeito de penumbra (que consiste na irradiação fora dos limites do campo, devido à passagem dos raios X não perpendiculares ao plano de incidência do feixe primário, uma vez que o feixe de radiação não é perfeitamente colimado) e da dispersão da radiação na massa desse objecto/ corpo (Figura 6.5 b). Estas regiões, designadas como caudas de distribuição de dose e em TC, exercem um papel significativo da dose total acumulada num conjunto de aquisições ao longo do eixo Z. Quanto menor o espaço entre secções adjacentes e maior a largura do perfil de radiação, maior é a contribuição para a dose total acumulada. No entanto, uma vez que a radiação dispersa é quase independente da espessura do corte, quanto menor a colimação nominal mais relevante é a contribuição da radiação dispersa.



**Figura 6.6 - (a) Perfil de dose de radiação característico, ao longo de um eixo longitudinal, produzido pela irradiação de uma secção ou corte tomográfico em TC de espessura nominal NT. (b) Perfis de dose de radiação individuais de nove secções ou cortes tomográficos e o resultado do soma dos nove perfil de dose, ao longo de um eixo longitudinal. (fonte: Bauhs, 2008)**

Estas variações no sentido longitudinal apenas se aplicam em aquisições sequenciais (Figura 6.6 a). Em aquisições volumétricas (TC helicoidal), por se tratar de aquisições espirais contínuas, o perfil de dose ao longo do eixo Z tenderá a ser suavizado (Figura 6.6 b). De salientar, ainda, é o facto de estas considerações serem aplicadas a fantomas e que a sua transposição para considerações no corpo humano reflectem uma estimativa de modelos standard.

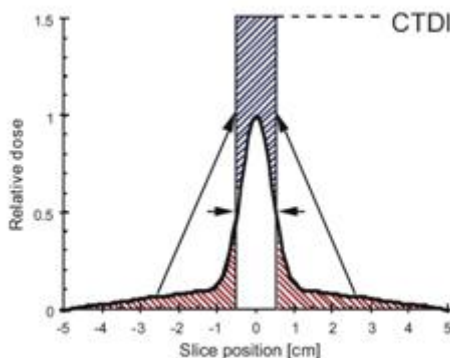
### 6.3. Descritores de dose em TC

Os riscos induzidos pela radiação estão correlacionados com a dose média absorvida pelos órgãos. Uma vez que a dose nos órgãos não pode ser medida directamente, foram propostos descritores de dose específicos que procuram avaliar o impacto das práticas em TC: Computed Tomography Dose Index (CTDI) e Dose-Length Product (DLP). O conceito de dose efectiva também pode ser utilizado com a vantagem de possibilitar a comparação das doses de radiação da TC com as de outras valências, pois é transversal em dosimetria de radiodiagnóstico.

#### 6.3.1. *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*

A principal quantidade dosimétrica utilizada em TC é o CTDI (mGy). Este índice é definido pelo integral do perfil de dose ( $D(z)$ ), ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação ( $z$ ) da *gantry*, para uma secção de corte única, dividido pela espessura nominal da secção de corte ( $T$ ), (Figura 6.7) sendo definido pela equação 1:

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



**Figura 6.7 – Ilustração do conceito de CTDI: CTDI representa o equivalente do valor de dose dentro de uma secção de corte irradiada que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvido fosse inteiramente concentrado num perfil de dose rectangular de espessura igual à espessura nominal de corte (fonte: TACK, 2007).**

Várias métricas de dose associadas ao CTDI foram desenvolvidas. Na prática, a avaliação do CTDI pode ser feita utilizando uma câmara de ionização em forma de lápis com um comprimento activo de 100 mm, de modo a fornecer o parâmetro  $CTDI_{100}$ , expresso em termos de dose absorvida no ar (mGy). Tais medições podem ser obtidas em qualquer ponto, desde que em paralelo com o eixo de rotação da *gantry* ( $CTDI_{100, \text{air}}$ ), no centro do eixo de rotação da *gantry* ( $CTDI_{100, c}$ ) ou 10 mm abaixo da superfície ( $CTDI_{100, p}$ ) de fantasmas dosimétricos de TC padrão.

Caso se recorram a dosímetros termoluminescentes, como sugerido pela FDA, obtém-se o  $CTDI_{FDA}$ . Para além do tipo de detector de radiação utilizado, a diferença reside no facto de no  $CTDI_{100}$  se considerar uma câmara de ionização de 100mm e de no  $CTDI_{FDA}$  se considerar um dosímetro termoluminescente de 14 cm de comprimento.

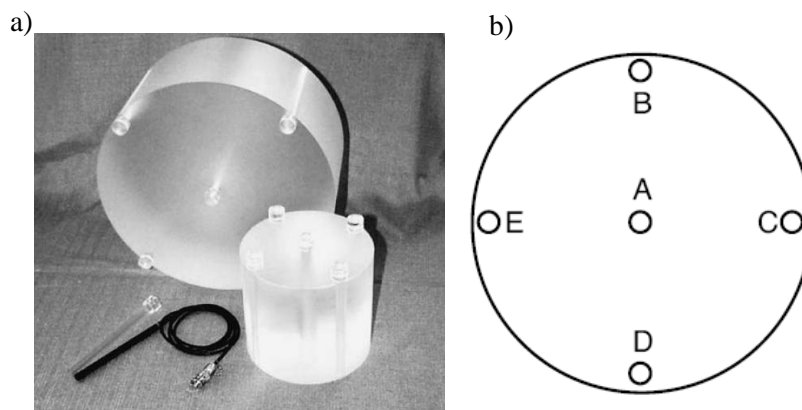
O índice  $n$  ( $nCTDI$ ) é utilizado para indicar a normalização do valor de CTDI para o parâmetro técnico mAs; o valor de  $n$  iguala o valor do produto da corrente (mA) pelo tempo de rotação (s). A medição do  $nCTDI$  ( $mGy(mAs)^{-1}$ ) num fantoma dosimétrico de TC padrão, de cabeça ou de corpo, pode ser usada para indicar a dose média ao longo de uma única secção de corte, para cada espessura nominal de secção de corte. Assumindo, por defeito, que a dose diminui linear e radialmente da superfície para o centro do fantoma, a dose média normalizada da secção de corte aproxima-se do valor do  $CTDI_w$ :

$$nCTDI_w = \frac{1}{C} \left( \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \right) \quad \text{Equação 2}$$

Onde  $C$  representa o produto da corrente pelo tempo de rotação,  $CTDI_{100,c}$  representa a medição central e  $CTDI_{100,p}$  representa a média de medições em quatro localizações periféricas nos limites transversais do fantoma (Figura 6.8), sendo  $CTDI_w$  (mGy):

$$nCTDI_w = CTDI_w / C \quad \text{Equação 3}$$

Onde  $nCTDI_w$  é o valor de CTDI normalizado e ponderado no fantoma de cabeça ou corpo, para os parâmetros espessura nominal de secção de corte e potencial aplicado no exame de TC e  $C$  o parâmetro mAs.



**Figura 6.8 – (a) Modelos padrão de fantasmas dosimétricos de TC de 16 cm de diâmetro (fantoma representativo da cabeça) e de 32 cm de diâmetro (fantoma representativo de corpo). (b) Disposição das localizações periféricas nos limites transversais dos fantasmas dosimétricos de TC utilizada no cálculo de  $CTDI_w$  (fonte: TACK, 2007)**

Deste modo, estima-se a dose média ao longo de uma secção de corte axial de espessura nominal conhecida. O  $CTDI_w$  pode ser utilizado em SSCT ou em MDCT sendo representativo de um corte único ou da colimação total (vários cortes considerados como um todo), em aquisições sequenciais, ou de uma rotação completa em aquisições helicoidais.

Outro descritor utilizado em dosimetria em TC é o  $CTDI_{vol}$ . O  $CTDI_{vol}$  (mGy) considera determinados parâmetros consoante o protocolo de aquisição, o pitch em aquisições helicoidais ou o incremento da mesa entre cortes em aquisições sequenciais, e é dado pela equação 4. Deste modo o  $CTDI_{vol}$  normaliza o valor de  $CTDI_w$  para um determinado valor de pitch ou espaçamento entre cortes.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times NT/I \quad \text{Equação 4}$$

Onde  $N$  e  $T$  representam a largura total da colimação do feixe de raios X e  $I$  representa o avanço da mesa por rotação da ampola para aquisições helicoidais ou o espaço entre cortes em aquisições sequenciais. Em aquisições helicoidais, considera-se a seguinte equação:

$$NT/I = 1/pitch \quad \text{Equação 5}$$

Onde o *pitch* é definido como a distância percorrida pela mesa por cada rotação de 360° ou pela largura total de colimação do feixe de raios X. Da Equação 4 e da Equação 5 obtém-se a fórmula de cálculo do  $CTDI_{vol}$  (mGy) a partir do  $CTDI_w$  (mGy), conforme apresentado na fórmula seguinte:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad \text{Equação 6}$$

### 6.3.2. Dose-Length Product (DLP)

A monitorização do valor de  $CTDI_w$  ou de  $CTDI_{vol}$  em fantomas padrão de TC de cabeça ou corpo, constitui uma ferramenta de controlo da selecção de configurações de mAs. Contudo, para estimar a dose de um exame completo a CE recomenda a utilização do DLP (mGy.cm) como índice descritor de dose (CE, 1999), definido por:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \times T \times N \times C \quad \text{Equação 7}$$

Onde  $i$  representa uma série de aquisição do total de séries que constitui um exame de TC, e  $N$  é o número de secções de corte, cada uma de espessura  $T$  (cm) para uma exposição de  $C$  mAs, em cada sequência. Qualquer variação no parâmetro técnico tensão aplicada durante o exame exigirá alterações correspondentes no índice  $nCTDI_w$  utilizado.

Do mesmo modo, em aquisições helicoidais, o índice DLP (mGy.cm) considera uma espessura nominal de secção de corte irradiada  $T$  (cm) para uma corrente aplicada  $A$  (mA) durante  $t$  segundos:

$$DLP = \sum_n CTDI_w \times T \times A \times t \quad \text{Equação 8}$$

O DLP pode, também, ser calculado a partir do  $CTDI_{vol}$  através da seguinte equação:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{comprimento aquisição} \quad \text{Equação 9}$$

Onde o *comprimento de aquisição* representa a extensão (cm) das estruturas anatómicas/objecto irradiados durante o exame de TC.

A monitorização do DLP constitui uma ferramenta de controlo do volume irradiado e da exposição global para um exame completo em TC. Enquanto o  $CTDI_w$  é a aproximação da dose média ao longo de uma única secção de corte num fantoma de TC de cabeça ou corpo, expresso em termos de dose absorvida no ar (mGy), o DLP caracteriza a exposição num exame completo, em relação à integração linear da dose num fantoma de TC de cabeça ou corpo, em termos de dose absorvida no ar (cm mGy). A comparação dos valores do CTDI ou do DLP para um tipo específico de exame fornece uma indicação útil de desempenho relativo. No entanto, dados de exames de diferentes regiões do corpo não podem ser comparadas directamente, de modo a avaliar o risco relativo do paciente sujeito a um determinado tipo de exame de TC (EUR 16262).

Pare além da possibilidade de comparação dos valores de DLP em exames de TC, a comparação com outras valências radiológicas não é possível sem o recurso a uma grandeza comum, a dose efectiva (mSv), que em TC pode ser calculada a partir do DLP (EUR 16262).

A dose efectiva ( $E$ ) (mSv) pode ser calculada a partir dos valores de DLP, para cada tipo de exame de TC específico, segundo a Equação 10 e utilizando coeficientes normalizados para o tipo de exame, em indivíduos adultos (Tabela 6.1).

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad \text{Equação 10}$$

Onde  $E$  representa a dose efectiva (mSv) e  $E_{DLP}$  o coeficiente de conversão de DLP em dose efectiva em adultos, de acordo com a região anatómica irradiada durante o exem de TC (Tabela 6.1).

**Tabela 6.1 – Coeficientes de conversão de DLP em dose efectiva em adultos de acordo com a região anatómica irradiada durante o exame de TC (fonte: EUR 16262)**

Região do Corpo	$E_{DLP}$ (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,017
Abdómen	0,015
Pélvis	0,019

Face às características específicas da população pediátrica <sup>(11)</sup>, na literatura são propostos diferentes métodos específicos de conversão de DLP em dose efectiva, adaptada aos riscos dessa população. Por exemplo, Shrimpton et al sugerem que o factor  $E_{DLP}$  deve resultar do cruzamento entre a idade e a área anatómica irradiada; neste caso, os valores de  $E_{DLP}$  da Tabela 6.2 prevaleciam sobre os da Tabela 6.1. Outros autores seguem um parâmetro adicional na conversão cujo produto ajusta o cálculo da dose efectiva no adulto à condição pediátrica e à área anatómica irradiada (Tabela 6.3).

**Tabela 6.2 – Coeficientes de conversão de DLP em dose efectiva em pediatria, de acordo com a região anatómica, normalizados à idade dos casos pediátricos até aos 10 anos (fonte: SHRIMPION, 2006)**

Região do Corpo	$E_{DLP}$ pediátrico (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )					
	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	15 anos	Adulto
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	-	-
Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,0079	-	-
Cabeça e Pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	-	-
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	-	-
Abdómen e Pélvis	0,049	0,030	0,020	0,015	-	-
Tórax, Abdómen e Pélvis	0,044	0,028	0,019	0,014	-	-

**Tabela 6.3 – Factor de conversão de dose efectiva no adulto em dose efectiva em pediatria ( $FC_{A \rightarrow p}$ ), normalizada à idade, de acordo com a região anatómica e idade dos casos pediátricos até aos 15 anos (fonte: NRPB-SR25)**

Região do Corpo	Factor de conversão ( $FC_{A \rightarrow p}$ )					
	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	15 anos	Adulto
Cabeça	-	-	-	-	-	1,0
Pescoço	-	-	-	-	-	1,0
Cabeça e Pescoço	2.3 - 2.6	2,2	1.6 - 1.7	1.2 - 1.3	1,1	1,0
Tórax	1.4 - 2.2	1.3 - 1.9	1.2 - 1.6	1.1 - 1.4	1.0 - 1.1	1,0
Abdómen e Pélvis	1.4 - 2.4	1.3 - 2.0	1.2 - 1.6	1.2 - 1.5	1.0 - 1.1	1,0
Tórax, Abdómen e Pélvis	-	-	-	-	-	1,0

<sup>(11)</sup> Consultar 5.3 – Radiossensibilidade e riscos da radiação ionizante em TC (pp28)

### 6.3.3. Influência de factores de conversão

Em CT existem poucas referências científicas e contêm dados limitados sobre estes factores de conversão. Para além disso, muitos dos factores que poderiam afectar a relação dose efectiva - DLP não são investigados (HUDA, 2008). Factores como os de conversão  $E_{DLP}$ , os de ponderação dos tecidos e os de ajuste das doses efectivas de adultos para doses efectivas em pediatria, constituem alguns exemplos dos parâmetros que poderão vir a ser analisados.

Diferentes factores de conversão  $E_{DLP}$  foram desenvolvidos e são utilizados por simuladores de Monte Carlo. Destacam-se os seguintes simuladores sugeridos na literatura: *ImPACT CT Patient Dosimetry* (HUDA, 2008), *ImpactDose* (KALENDER, 1999), *CT Dose, Version 1.0.1* e *CT-Expo* (STAMM, 2002; BRIX, 2004). Apenas este último inclui fantomas de bebé e criança.

Huda et al calcularam a dose efectiva e o DLP a partir de uma folha de dados do simulador de dosimétrico *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x*, onde são utilizados factores de conversão propostos pelo NRPB (NRPB Report R249; NRPB Report SR250). Para o mesmo tipo de exame de TC, e nas mesmas condições técnicas, compararam o rácio dose efectiva/DLP com dois outros simuladores (Tabela 6.4). À excepção da TC do pescoço verificaram-se diferenças na ordem dos 5% (HUDA, 2008).

**Tabela 6.4 – Rácio dose efectiva / DLP calculados em exames de TC, para os mesmos modelos de equipamentos de TC, em três softwares de dosimetria em TC (fonte: HUDA, 2008)**

Região do Corpo	(mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )				
	Cabeça	Pescoço	Tórax	Abdómen	Pélvis
ImPACT	2,2	5,4	17	16	18
CT-Expo	2,3	5,4	16	18	15
ImpactDose	2,0	11,9	15	16	18

Os autores constataram ainda uma independência dos factores de conversão utilizados com a tensão pico aplicada e em fantomas de cabeça (Figura 6.9), mas variações com o aumento da tensão pico em fantomas de corpo (Figura 6.10). Em exames de corpo, o aumento da tensão pico de 80 para 140 kV resultou numa variação média do coeficiente  $E_{DLP}$  de aproximadamente 25% (Figura 6.10).

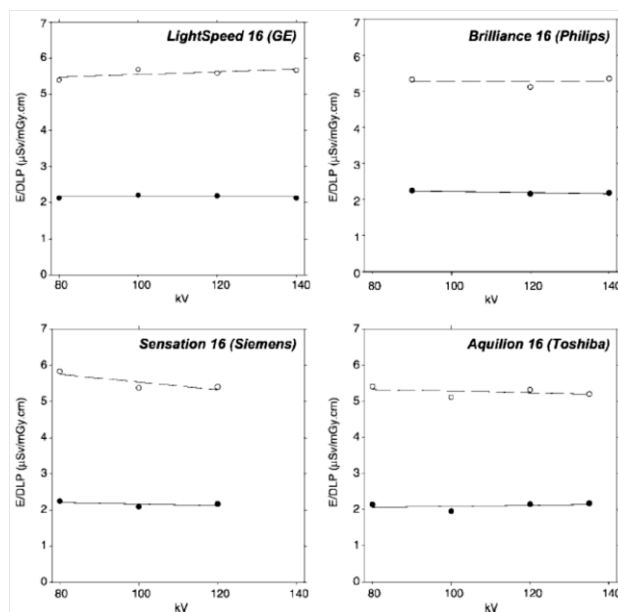


Figura 6.9 – Gráficos da dependência do rácio dose efectiva / DLP em relação à tensão aplicada, obtidos com um simulador computacional (*ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x*), com um fantoma de 16 cm de diâmetro de acrílico, com as mesmas condições técnicas e o mesmo filtro, em quatro modelos comerciais de equipamentos de TC [a) *LightSpeed 16* da *General Electrics*; b) *Brilliance 16* da *Phillips*; c) *Sensation 16* da *Siemens*; e d) *Aquilion 16* da *Toshiba*]. Linhas a tracejado e círculos abertos representam um exame de TC CRE (aquisição ao longo de 14 cm) e, linha contínua e círculos fechados representam um exame de TC da coluna cervical (aquisição ao longo de 12 cm, com inclusão da tiróide no início da aquisição (no eixo Z)).

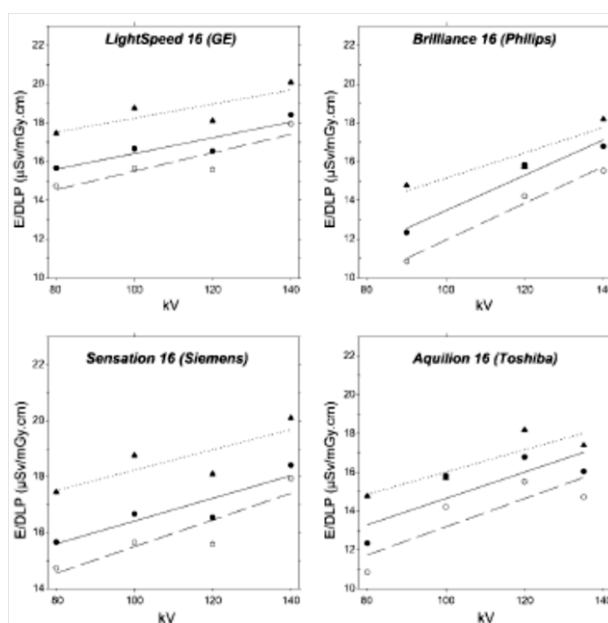


Figura 6.10 - Gráficos da dependência do rácio dose efectiva / DLP em relação à tensão aplicada, obtidos com um simulador computacional (*ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x*), com um fantoma de 32 cm de diâmetro de acrílico, com as mesmas condições técnicas e o mesmo filtro, em quatro modelos comerciais de equipamentos de TC [a) *LightSpeed 16* da *General Electrics*; b) *Brilliance 16* da *Phillips*; c) *Sensation 16* da *Siemens*; e d) *Aquilion 16* da *Toshiba*]. Linhas a tracejado e círculos abertos representam um exame de TC abdominal (adquirido desde o diafragma até às cristas ilíacas, ao longo de 24 cm), a linha contínua e círculos fechados representam TC do tórax (adquirido ao longo de 35 cm, desde o ápex pulmonar até meio do fígado), a linha a picotado e triângulos representam exames pélvicos (adquirido ao longo de 20 cm, desde as cristas ilíacas até acima dos testículos).

Num outro estudo, Christner et al estimaram a dose efectiva na TC utilizando o descritor de dose DLP e as consequências da adopção das recomendações da Publicação 103 do ICRP. Verificaram a independência dos resultados em relação à tensão aplicada, quando utilizado o fantoma de 16 cm. E comprovaram as diferenças na estimativa da dose efectiva reportada na Publicação 103 em relação à Publicação 60, devido às diferenças dos factores de ponderação dos tecidos entre as publicações, em especial em exposições que incluem a mama, onde a Publicação 60 subestimava a dose efectiva.

Apesar das variações nos métodos de cálculo da dose efectiva e das diferenças entre as publicações do ICRP, várias entidades recomendam a utilização da dose efectiva como referência para a probabilidade de indução dos efeitos estocásticos e na comparação dos riscos entre várias valências de diagnóstico (EUR 16262; CE, 1998; ICRP, 2007).

Contudo, é mandatário o ajuste as doses efectivas às especificidades da população pediátrica. O ICRP definiu os factores de ponderação de diversos tecidos como independentes da idade, não sendo representativos das várias faixas etárias (KHURSHEED, 2002). Neste sentido, o NRPB desenvolveu coeficientes de dose dependentes da idade e do tipo da região anatómica irradiada (Tabela 6.3) (NRPB-SR250). Estes factores visam correlacionar a dose efectiva em detrimento das exposições à radiação e devem ser especialmente utilizados em TC devido às superiores doses efectivas características, quando comparadas com outras valências de radiodiagnóstico.

## 7. Factores de influência da dose em TC

Em tecnologias digitais radiológicas, como a TC, a dose apresenta uma relação linear proporcional com a qualidade de imagem. Assim, os factores relacionados com o equipamento e os parâmetros técnicos de execução do exame que influenciam a dose irão influenciar a qualidade de imagem.

### 7.1. Equipamento de TC

A imagem em TC é essencialmente um mapa de ponderação de energias que resulta da atenuação do feixe de raios X nos tecidos, disponibilizada sob a forma de uma matriz de correspondência entre essas ponderações de energia atenuada e uma escala de cinzentos.

A técnica de aquisição de imagem por TC calcula a distribuição espacial do coeficiente de atenuação dos tecidos e atribui a cada pixel da imagem adquirida um valor correspondente (informação quantitativa da TC), designados valor de TC e especificado em unidades de Hounsfield (UH). Para um tecido T com um coeficiente de atenuação  $\mu_T$  o valor de TC é definido como:

$$\text{valor de TC} = (\mu_T - \mu_{\text{água}}) / \mu_{\text{água}} \times 1000 \text{ UH} \quad \text{Equação 11}$$

As características do equipamento de TC (marca, modelo e constituintes associados), da performance do equipamento (energia e a qualidade do feixe de raios X) e dos parâmetros técnicos de aquisição seleccionados, determinam a qualidade de imagem em TC. Outros factores dependentes do paciente podem, também, influenciar a qualidade de imagem, por exemplo com a presença de artefactos metálicos ou respiratórios nas imagens do exame de TC. Aqui, entenda-se por qualidade de imagem o quão fielmente as estruturas físicas anatómicas, com diferentes valores de atenuação, podem ser representadas nas imagens reconstruídas de TC. A qualidade de imagem constitui um conceito de importância central para a avaliação de todos os sistemas de imagem, e pode ser avaliada por testes de controlo de qualidade (independente do fabricante) e em revisões periódicas dos equipamentos de TC (fabricante). Testes de uniformidade, contraste, linearidade, ruído do pixel, resolução espacial (testada em alto contraste), resolução de contraste (testada em baixo contraste) e artefactos devem ser avaliados periodicamente (KALENDER, 2011).

A qualidade de imagem, os parâmetros técnicos de aquisição e os descritores de dose estão intrinsecamente relacionados. Idealmente, recorrer-se-iam a outputs máximos dos parâmetros técnicos (ex. corrente), que aumentariam a dose e maximizariam a qualidade de imagem.

Contudo, existem riscos associados à exposição à radiação X. Para além disso, a aquisição de imagens de elevada qualidade não é essencial em todos os exames de TC, sendo o nível de qualidade (baixo ruído ou baixa dose) dependente do objectivo do exame de TC (YULIA, 2009; EC, 1999) Por depender tanto das características dos equipamentos de TC e das opções de selecção de parâmetros técnicos disponíveis pelo software, qualquer comparação entre exames realizados em diferentes marcas ou modelos de equipamentos de TC deve ser acautelada e previamente normalizada.

## 7.2. Desenvolvimentos tecnológicos e impacto na dose em TC

Desde a introdução do primeiro equipamento no mercado, em 1972 (Figura 7.1), a TC tem sofrido importantes desenvolvimentos tecnológicos: melhorias na geometria de aquisição (sequencial e helicoidal, utilizando múltiplos detectores) permitindo irradiação de um maior volume em simultâneo, redução no tempo de aquisição (rotação ampola(s) e detectores), melhoria na qualidade de imagem (ex. resolução espacial sub-milimétrica) e registo de imagem (mono e multimodal). O resultado foi uma melhoria nas características da imagem (Figura 7.2). Contudo, tiveram um forte impacto na dose efectiva resultante de exames de TC.

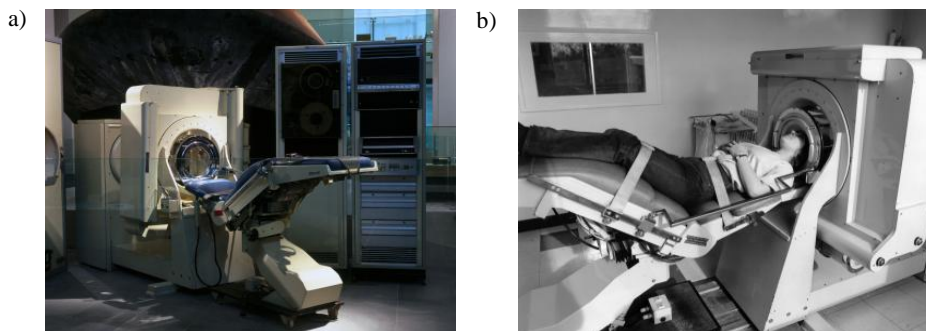


Figura 7.1 – Primeiro modelo de TC desenvolvido para estudos no crânio - The Science Museum, Londres (fonte: <http://www.sciencemuseum.org.uk/>).

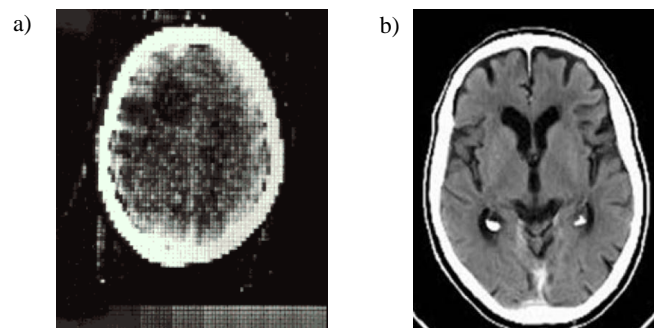


Figura 7.2 – (a) Imagem axial do crânio adquirida com o primeiro equipamento, single slice, matriz 80 x 80 píxeis, em 1972 (fonte: Impactscan) (b) imagem axial do crânio adquirida num equipamento actual de TC (64 cortes; matriz 512 x 512 píxeis) (fonte: Siemens Medical Solutions).

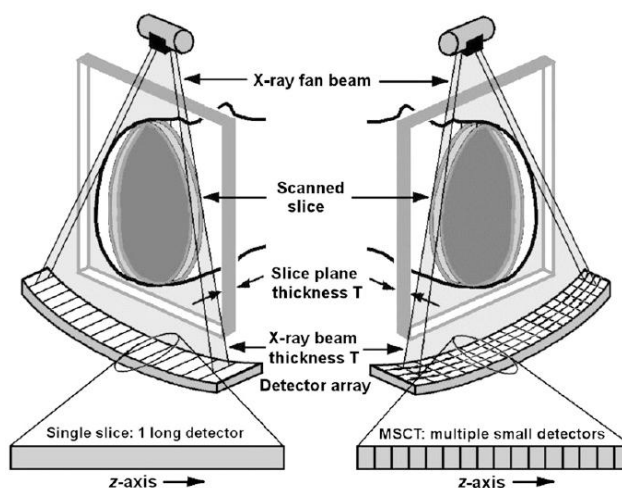
**Tabela 7.1 - Tabela resumo das principais características de cada geração de TC. Comparação de alguns avanços tecnológicos e a sua correlação entre as várias gerações de equipamentos de TC.**

Gerações de Equipamentos de TC	Principais características tecnológicas / Avanços tecnológicos
<b>1º Geração</b> (rotação / translação)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição tomográfica por feixes paralelos;</li> <li>▪ Constituição: uma ampola de raios X e dois detectores em paralelo (movimento acoplado);</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial de duas secções paralelas em simultâneo; rotação da ampola e rotação dos detectores para ângulos de projecção específico (tipicamente 180); aquisições de múltiplos raios por ângulo de rotação (tipicamente 160) – movimento de translação;</li> <li>▪ Resolução espacial: alguns milímetros;</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: 4-5 minutos;</li> <li>▪ Outras características relevantes: elevada rejeição de radiação dispersa e elevada sensibilidade a artefactos de movimento; inércia mecânica devido ao movimento de translação.</li> </ul>
<b>2ª Geração</b> (rotação / translação)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição tomográfica por feixes em leque estreito (ex. 30°);</li> <li>▪ Constituição: uma ampola de raios X e múltiplos detectores (ex. 30) (movimento acoplado);</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial; rotação da ampola e detectores em incrementos de rotação angulares de 10°, seguida de translação conjunta da ampola e detectores.</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: 20-60 segundos</li> <li>▪ Outras características relevantes: redução de artefactos de movimento e maior influência da radiação dispersa; inércia mecânica devido ao movimento de translação.</li> </ul>
<b>3ª Geração</b> (rotação / rotação)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição tomográfica por feixes em leque amplo;</li> <li>▪ Constituição: uma ampola de raios X e uma matriz curva de detectores (até 1000 detectores);</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial; rotação da ampola e detectores em simultâneo;</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: inferior a 1 segundo</li> <li>▪ Outras características relevantes: nos primeiros modelos desta geração verificava-se a necessidade de tempos de espera entre aquisições de imagem devido às limitações de conexões por fios da ampola e da matriz de detectores. No início da década de 90 os equipamentos incorporavam a tecnologia de <i>slip ring</i> que permitia a rotação contínua da <i>gantry</i> e, conseqüentemente, a alimentação electrónica contínua da ampola e recolha de informação contínua pelos detectores.</li> </ul>
<b>4ª Geração</b> (rotação / estacionário)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição tomográfica por feixes em leque amplo;</li> <li>▪ Constituição: uma ampola de raios X e um anel de detectores estacionários (600-5000 detectores) com cobertura de 360°;</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial; rotação da ampola com o anel de detectores fixo;</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: inferior a 1 segundo</li> <li>▪ Outras características relevantes: nos primeiros modelos desta geração verificava-se a necessidade de tempos de espera entre aquisições de imagem devido às limitações de conexões por fios da ampola. No início da década de 90 os equipamentos incorporavam a tecnologia de <i>slip ring</i> que permitia um contacto circular que permitia a rotação contínua da <i>gantry</i> e, conseqüentemente, a alimentação electrónica contínua da ampola.</li> </ul>
<b>5ª Geração / Cine-CT</b> (estacionário / estacionário)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição tomográfica por feixe em leque estreito;</li> <li>▪ Constituição: alvo anelar de tungsténio no anel da <i>gantry</i> oposto directamente ao anel de detectores;</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: produção de um feixe de electrões deflectidos electronicamente à volta da <i>gantry</i>/do paciente em direcção ao alvo de tungsténio estacionário; recolha de informação no detector estacionário disposto a 180° da fonte de radiação;</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: 50 milissegundos</li> <li>▪ Outras características relevantes: desenvolvido especificamente para imagem tomográfica cardíaca.</li> </ul>
<b>6ª Geração / TC Helicoidal / TC Espiral</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição por feixe em leque amplo;</li> <li>▪ Constituição: uma ampola de raios X e um anel de detectores estacionários, com cobertura de 360°;</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial ou helicoidal; rotação contínua da ampola ao longo do anel da <i>gantry</i> (tecnologia <i>slip ring</i>) com o anel de detectores fixo; a introdução do andamento da mesa durante a aquisição permitiu tempos de exame reduzidos;</li> <li>▪ Tempo de aquisição: ex. 30 segundos num exame completo de TC abdominal;</li> <li>▪ Espessura de corte: determinada pelo colimador;</li> <li>▪ Outras características relevantes: a necessidade de interpolação dos dados adquiridos de forma helicoidal para obtenção de reconstruções planares implica hardware e software exigentes; introdução do conceito de <i>pitch</i> devido ao andamento da mesa.</li> </ul>
<b>7ª Geração / TC Multicorte / TC Multislice / TC Multidetector / TC Multi-row</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Geometria de aquisição por feixe em cone;</li> <li>▪ Constituição: uma ampola e múltiplas matrizes de detectores fixas, contíguas e perpendiculares ao eixo OZ.</li> <li>▪ Tecnologia de aquisição: aquisição sequencial ou helicoidal; rotação contínua da ampola ao longo do anel da <i>gantry</i> (tecnologia <i>slip ring</i>) com o anel de detectores estacionário (cobertura de 360°); incremento da mesa durante a aquisição;</li> <li>▪ Tempo de aquisição de uma imagem: andamento da mesa (6ª geração) associado às várias matrizes permitiu tempos de exame inferiores aos praticados nos equipamentos helicoidais;</li> <li>▪ Espessura de corte: determinada pelo tamanho do detector;</li> <li>▪ Outras características relevantes: necessidade acrescida de hardware e software devido à reconstrução de várias linhas de matrizes de detectores em simultâneo.</li> </ul>

Os principais desenvolvimentos tecnológicos que contribuíram para as características dos equipamentos modernos de TC encontram-se enumerados na Tabela 7.1. Actualmente predominam os equipamentos da 6ª e 7ª geração, correspondentes a equipamentos de TC espiral e de TC multicorte, e já se encontram disponíveis no mercado equipamentos da 8ª geração, com um sistema dual-energy com duas ampolas.

Os avanços na tecnologia das ampolas de produção de raios X em TC permitem, nas gerações de equipamentos actuais, elevadas velocidades de rotação da ampola, controlo da energia do feixe e, estabilidade e reprodutibilidade do processo de produção. As elevadas velocidades de rotação conseguidas actualmente (0,5 s por rotação completa) só foram possíveis devido a fontes de elevada potência (superior a 18kW) de alta frequência (5-50kHz) cujas dimensões reduzidas permitem a sua incorporação junto à ampola, acompanhando o seu movimento de rotação (LIMA, 2009). O aumento da potência (até 120kW) permitiu que se utilizassem valores de tensão elevados e possibilitou tempos de exposição curtos, em especial em aquisições espirais (INIEWSKI, 2009). Nalguns equipamentos o valor de tensão é fixo (120kV) e noutros apresenta mais do que uma alternativa (LIMA, 2009). Tipicamente, em TC, utilizam-se tensões entre 80 e 140kV.

O desenvolvimento das características dos detectores constitui outro importante marco na evolução da TC e, com influência na tecnologia de aquisição de dados, na resolução espacial, no tempo de execução do exame e no valor dos parâmetros de dose. Estas variações agruparam os equipamentos em SSCT e MDCT, cujas matrizes de detectores apresentam diferentes características ergonómicas (Figura 7.3).



**Figura 7.3 – Matriz de detectores dos equipamentos de SSCT constituída por vários detectores distribuídos por uma linha num plano perpendicular ao eixo longitudinal (à esquerda) e matriz de detectores típica de um equipamento MDCT constituída por várias linhas (fonte GOLDMAN, 2008)**

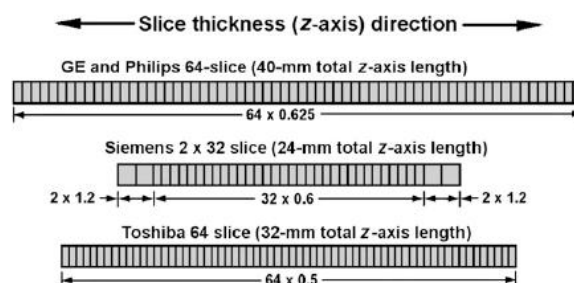
Enquanto a tipologia SSCT apresenta uma matriz única, de detectores contíguos, disposta perpendicularmente ao eixo OZ, na tipologia MDCT associam-se múltiplas matrizes ao longo do eixo OZ, formando uma matriz final bidimensional designada matriz de múltiplos detectores. Actualmente existem disponíveis comercialmente equipamentos multicorte de 2, 4, 6, 8, 10, 16, 32, 40, 64 (MARCHAL, 2005) e 128 (DIÁLOGO, 2010).

Em MDCT a matriz linear de detectores pode ser classificada quanto ao arranjo e espessura dos detectores resultando em três tipos de geometria: matriz simples de detectores (constituída por matrizes paralelas de detectores de igual espessura transversal), matriz adaptativa de detectores (constituída por matrizes com espessura dos detectores crescente do centro para a periferia) e matriz híbrida de detectores (constituída por matrizes de detectores de menor e igual espessura no centro e, de maior e igual espessura na periferia, num plano transversal) (Figura 7.4) (MARCHAL, 2005). Quando a espessura de corte é maior que a do detector são somados os outputs de vários elementos ao longo do eixo Z (KULAMA, 2004).



**Figura 7.4 - Possibilidades de combinações de vários detectores, predefinidas pelos fabricantes para estes modelos de equipamentos, para posterior reconstrução da espessura de corte pretendida. Exemplos de um equipamento de TC de matriz de 4 cortes (GE LightSpeed), de um equipamento de TC de matriz adaptativa de 6 cortes (Siemens Emotion-6), e de um equipamento de TC de matriz híbrida de 16 cortes (Toshiba Aquilion-16) (fonte: MARCHAL, 2005)**

Os modelos de 32 a 64 cortes baseiam-se na matriz de detectores de geometria simples (GE, Philips, Toshiba) ou no modelo de geometria híbrida (Siemens) (Figura 7.5).



**Figura 7.5 – Diagramas de vários designs de linhas de matrizes de detectores de TC (64 cortes) representados ao longo do eixo longitudinal. O equipamento da Siemens utiliza 32 elementos e um sistema *dynamic-focus x-ray tube* para a aquisição de duas medições de dados por detector (fonte: GOLDMAN, 2008).**

Os diferentes tamanhos de detectores reflectem-se na proporcionalidade inversa entre o comprimento máximo de aquisição e a resolução espacial longitudinal de aquisição (Figura 7.5). No caso dos modelos com geometria simples da matriz são conseguidos maiores comprimentos máximos de aquisição, devido ao maior número (64) e dimensão dos detectores, com uma resolução espacial de aquisição na direcção OZ entre 0,625 e 0,5mm.

Já no caso da geometria híbrida, podem ser alcançados comprimentos máximos de aquisição de 24 mm com o número total de detectores. Apesar de ser considerado um modelo de 32 cortes, oferece a possibilidade de aquisição de 64 com a tecnologia designada *Z-Sharp*. Esta consiste na combinação da matriz de detectores com um foco dinâmico do feixe de raios X que desloca electricamente o ponto focal de modo a que a radiação emitida seja originada de pontos diferentes. Deste modo cada um dos 32 detectores recolhe duas vezes informação culminando em medições ao longo de 19,2mm (GOLDMAN, 2008). Comparativamente com os outros modelos, a aquisição de comprimentos semelhantes em tempos aproximados só poderá ser compensada com redução do tempo de exposição e/ou com uma maior velocidade de rotação da ampola e, com sistemas computacionais muito rápidos.

Adicionalmente, foi desenvolvida a tecnologia *slip ring* existente em equipamentos de TC espiral e TC multidetector. As principais vantagens práticas deste avanço tecnológico evidenciam-se em tempos de aquisição mais curtos do que nas gerações anteriores e conseqüente redução da possibilidade de artefactos de movimento e de volumes de soluções de contraste eventualmente administradas (HENDEE, 2002). O andamento simultâneo da mesa, associado a esta tecnologia, permitiu a aquisição volumétrica, característica da TC helicoidal e TC multicorte, ao invés da aquisição em cortes únicos axiais ou axiais oblíquos da TC sequencial.

A relação entre a velocidade de andamento da mesa e a rotação da ampola determina a quantidade de dados recolhidos num dado volume e é definida pelo *pitch*. O valor deste parâmetro influencia directamente a qualidade de imagem, tempo de exposição e a dose de radiação (BUSHBERG, 2002). Para valores do *pitch* inferiores à unidade existe sobreposição de informação o que permite uma elevada resolução espacial das imagens reconstruídas à custa de um aumento da dose de radiação. Para valores de *pitch* superiores à unidade verifica-se a necessidade de interpolação de dados e a perda proporcional de resolução de imagem com a vantagem de diminuição da dose de radiação (BUSHBERG, 2002; FLOHR, 2005; PAN, 2009).

O aumento da representatividade da dose colectiva da TC ao longo dos anos deve-se, em parte ao desenvolvimento tecnológico e, em parte ao aumento do número de exames realizados. A literatura sugere um aumento das doses efectivas de 10% e 34%, quando comparada a aquisição

multicorte com a aquisição sequencial (BRIX, 2003, YALES, 2004). A justificação assenta nas características da MDCT, com aquisição de espessuras de corte submilimétricas (melhoria da resolução espacial das imagens) e maiores larguras do feixe cónico (devido ao aumento da matriz de detectores), associadas às rotações adicionais no início e final do comprimento de aquisição (necessários para recolha de dados suficientes para posterior reconstrução e que definem a zona de penumbra do feixe em TC) (LEWIS, 2005).

Contudo, em alguns casos, a aquisição espiral pode ser preferível à sequencial, em termos de diminuição da dose: em casos de falta de cooperação do paciente (os reduzidos tempos de exame compensam a eventualidade de repetição das imagens adquiridas), quando o diagnóstico e/ou estadiamento permite a utilização de valores de *pitch* superiores à unidade, e sempre que se pretendam reconstruções em diversos planos. Noutros casos, a TC espiral pode conduzir a um aumento injustificado do volume irradiado (e aumento da dose efectiva) e uma qualidade de imagem insuficiente devido à redução do contraste para valores de *pitch* maiores que 1,5 (EUR 16262). Neste sentido a correcta selecção dos parâmetros técnicos, tendo em conta os princípios da protecção radiológica e a qualidade de imagem, deve ser correctamente planeada e ajustada.

### 7.3. Factores técnicos

Os principais parâmetros técnicos que influenciam a dose de um exame de TC são: tempo de rotação da *gantry* ( $s^{-1}$ ), corrente (mA), tensão pico aplicada (kVp), espessura de corte (mm), número de cortes, número de fases de aquisição, andamento da mesa (cm) e factor *pitch*, dimensões do anel da *gantry* e dose na imagem de referência<sup>12</sup>.

O'Daniel *et al* constataram que a dose efectiva de uma imagem de referência de TC (aquirida no início do exame, para planeamento do exame) é entre 0,2 e 4,7 superior à dose efectiva de uma radiografia do tórax. Com a diminuição da tensão e a passagem para uma aquisição da imagem de referência para com a incidência do feixe em postero-anterior, os autores verificaram uma redução da dose para valores inferiores à de uma radiografia do tórax (O'DANIEL, 2004). Este procedimento poderá constituir uma mais-valia nos procedimentos de optimização, em especial em pediatria.

A tensão aplicada à ampola determina a energia do feixe (keV). A dose efectiva apresenta uma relação exponencial com este factor. Contudo, o efeito na qualidade de imagem é mais complexo, uma vez que tanto o ruído da imagem como o contraste são afectados. Por exemplo, uma diminuição significativa da tensão, com um aumento do produto mAs, pode resultar numa menor dose se houver aumento da relação sinal-ruído (KALRA, 2004). Em especial em pediatria, a energia do feixe deve ser ajustada à idade e/ou peso do utente (Figura 7.6) sob o risco das doses serem superiores às necessárias para o diagnóstico. Todavia nos ajustes automáticos existem variações entre modelos de equipamentos de TC (Figura 7.7).

	1 year Height 75 cm Weight 10 kg				5 years Height 110 cm Weight 19 kg				10 years Height 140 cm Weight 32 kg			
	Tension (kV)	CTDI (mGy)	Long (cm)	DLP (mGy.cm)	Tension (kV)	CTDI (mGy)	Long (cm)	DLP (mGy.cm)	Tension (kV)	CTDI (mGy)	Long (cm)	DLP (mGy.cm)
Head	120	30	14	420	120	40	15	600	120	50	18	900
Facial bones	120	25	8	200	120	25	11	275	120	25	12	300
Sinus	100-120	10	5	50	100-120	10	6	60	100-120	10	10	100
Temporal bones	120	45	3.5	157	120-140	70	4	280	120-140	85	4	340
Routine chest	80-100	3	10	30	80-100	3.5	18	63	100-120	5.5	25	137
Low dose chest	80	2	10	20	80-100	3	18	54	100-120	4	25	100
Abdomen-pelvis	80-100	4	20	80	80-100	4.5	27	121	100-120	7	35	245
Bone	100-120	7	.3	.3	100-120	10	.3	.3	120	12	.3	.3

**Figura 7.6 – Recomendações da SFIPP/IRSN em protocolos de TC pediátricos, relativamente à tensão aplicada, CTDI e DLP. (fonte: BRISSE, 2009)**

<sup>12</sup> *Topograma* ou *Scout*, dependendo do fabricante do equipamento de TC.

Scanner model	Technical settings
Toshiba Xpress/gx, single-slice detector	adapted to age of patient
Siemens Somatom Plus 4, single-slice detector	adapted to age of patient
Siemens Somatom Plus 4, single-slice detector	adapted to age of patient for brain examination, not adapted (adult protocols were used) for chest and abdomen examinations
Siemens Volume Zoom, multislice detector	adapted to age of patient for brain examination and to weight of patient for chest and abdomen examinations
Siemens Somatom Plus S, single-slice detector	adapted to age of patient
GE Hi speed, single-slice detector	adapted to age of patient
Siemens Volume Zoom, multislice detector	adapted to weight of patient

**Figura 7.7 – Diferenças entre vários modelos de TC disponíveis comercialmente relativamente ao ajuste dos parâmetros técnicos de acordo com a idade e/ou peso. (fonte: PAGES, 2003)**

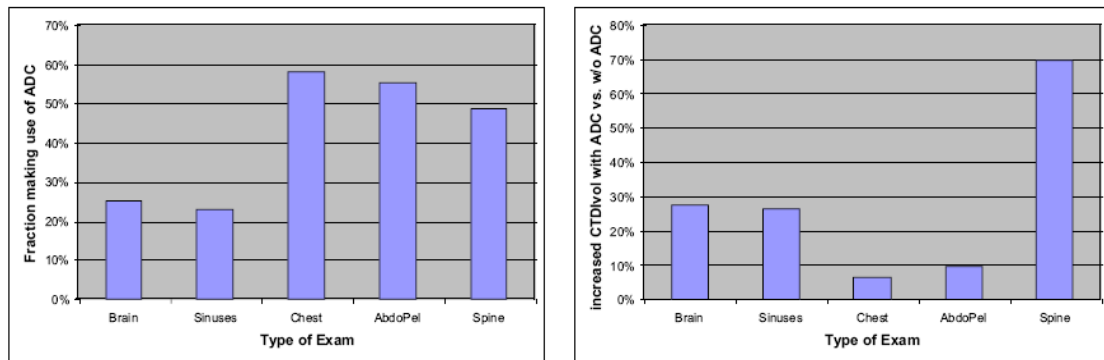
A corrente determina a fluência dos fotões X produzidos e faz variar a dose efectiva numa relação directamente proporcional. Deste modo, reduzindo para metade o valor da corrente, reduz-se para metade o valor da dose (FRUSH, 2003). Contudo, a diminuição deve ser prudente devido à consequente diminuição da relação sinal-ruído e à diminuição da qualidade de imagem, em especial em estudos abdominais em que a diminuição da relação sinal-ruído resulta em imagens de muito pouca qualidade (KALRA, 2004). Este factor pode ser ajustado manual, ou automaticamente com o controlo automático de corrente que alguns modelos comerciais oferecem (Figura 7.8).

Weight		Chest (mA)	Abdomen/pelvis (mA)
lb	kg		
10–19	4.5–8.9	40	60
20–39	9–17.9	50	70
40–59	18–26.9	60	80
60–79	27–35.9	70	100
80–99	36–45	80	120
100–150	45.1–69	100–120	140–150
150+	>70	≥140	≥170

**Figura 7.8 – Valores de corrente sugeridos de acordo com o peso, em TC pediátrica. Dados relativos a um equipamento de TC espiral de corte único e para um tempo de rotação da gantry de 1 segundo. (fonte: Raissaki, 2004)**

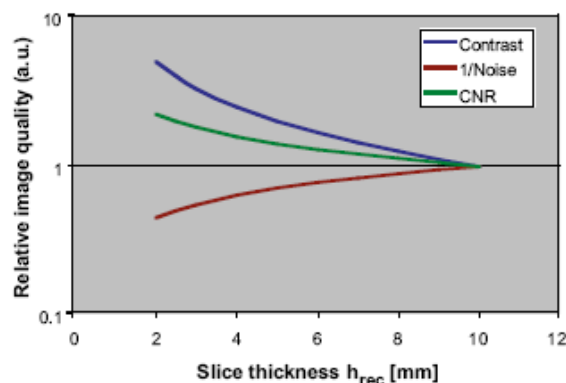
A modulação automática da corrente consiste num mecanismo de optimização do ruído da imagem, alcançado com a compensação automática da corrente em regiões com níveis de absorção muito diferentes. Pode ocorrer ao longo do eixo longitudinal ou num plano transversal, e utiliza a informação quantitativa da imagem de referência adquirida no início de cada exame de TC para planeamento. Uma vez que a diminuição da corrente aumenta o ruído na imagem, o desafio destes mecanismos reside na definição de níveis de ruído aceitáveis (e intervalos ou valores máximos de corrente) e no compromisso da menor dose de radiação possível. Glanski et al reportaram um aumento da dose em crianças quando utilizados estes mecanismos (entre 20%

e 39% dos casos), atribuíveis à selecção automática da corrente de acordo com um nível de qualidade de imagem predefinido. Os autores concluíram que, nestes casos, a existência de um aumento do descritor de dose  $CTDI_{vol}$  até 70% quando utilizada a modulação automática de corrente em comparação com os casos em que não foi utilizado (Figura 7.9) (GALANSKI, 2006).



**Figura 7.9 –** Frequência relativa de utilização de mecanismos de ajuste automático da corrente (ADC – *Automatic Dose Control*), para vários tipos de exame em TC pediátrica (à esquerda) e percentagem do aumento da dose ( $CTDI_{vol}$ ) quando usados esses mecanismos, comparativamente com o ajuste manual dos parâmetros técnicos (à direita) (fonte: GALANSKI, 2006).

Outros factores como a espessura de corte de aquisição devem ser considerados, uma vez que a sua diminuição força o aumento de outros parâmetros técnicos (como a corrente ou do tempo de rotação da ampola) para manutenção da qualidade de imagem. Contudo, o aumento da espessura diminui o contraste e aumenta o ruído da imagem. A relação entre rácio contraste-ruído, espessura de corte e parâmetros dosimétricos deve ser optimizada localmente de acordo com os objectivos do exame de TC.



**Figura 7.10 –** Dependência da qualidade de imagem relativa com a espessura de corte, relativamente ao contraste, ruído e relação contraste ruído da imagem. A diminuição do contraste com o aumento da espessura de corte supera o aumento do ruído. Como resultado existe uma relação contraste-ruído positiva mesmo com o aumento da espessura de corte (e conseqüente redução da dose de radiação). (fonte: TACK, 2007)

Outro factor técnico a considerar é o tempo de rotação da ampola, que está directamente relacionado com a corrente porque variam numa relação inversa. Para manutenção do nível de ruído das imagens, uma diminuição do tempo, traduz-se num aumento da corrente.

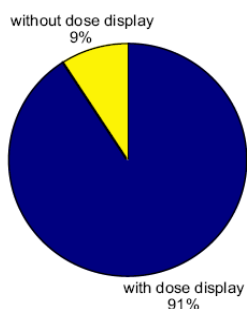
A dose efectiva varia numa relação inversa com a espessura da imagem a adquirir. Em equipamentos de TC de aquisição de corte único a espessura é definida pela colimação e em MDCT determinada pela dimensão da matriz de detectores. A variação da espessura de corte faz variar o contraste, o ruído e o rácio contraste-ruído (Figura 7.10).

Quanto ao número de cortes e número de fases de aquisições, devem cingir-se ao estritamente necessário. Durante o planeamento do exame, existe uma tendência para o aumento da região em estudo, para inclusão de estruturas acima e abaixo desta, resultando num aumento da dose. Existem poucos factores a favor da utilização de múltiplas fases em pediatria (FRUSH, 2003).

O andamento da mesa determina o tipo de corte (espaçado, contínuo ou cavalgado), em aquisições sequenciais, ou o pitch, em aquisições helicoidais. Valores reduzidos traduzem-se numa melhor qualidade de imagem e resultam num crescimento da dose efectiva. Apresentam vantagens na qualidade de imagem de reconstruções tridimensionais e podem resultar numa diminuição da dose se se recorrem a reconstruções planares em vez de múltiplas aquisições.

As dimensões do anel da *gantry* ditam a distância entre a fonte e o isocentro e a distância entre a fonte e o detector de cada modelo de equipamento de TC. A consideração deste parâmetro pode ser importante na comparação de descritores de dose entre diversos modelos devido à atenuação do feixe de radiação (lei do inverso do quadrado).

Assim, a diversidade de factores, tecnológicos ou técnicos, tem um impacto na dose. Cabe aos profissionais estarem alerta para os descritores de dose, na fase de planeamento e final de cada exame. Os descritores de dose, teóricos e estimados pelo equipamento de TC, são a ferramenta mais imediata disponível aos profissionais para controlo da dose do exame. Todavia, nem sempre tal é possível, pois nem todos os equipamentos fornecem essa informação (Figura 7.11).



**Figura 7.11 – Percentagem dos equipamentos de TC com e sem visualização da dose, onde, do total, metade funcionava à menos de quatro anos e 17% à mais de sete anos. (fonte: Glanski, 2006).**

## **8. Princípios da protecção radiológica**

A realização de procedimentos médicos que envolvem a exposição de pacientes à radiação ionizante, no contexto de procedimentos de rastreio, diagnóstico ou terapêutica, exige o cumprimento de três requisitos fundamentais, definidos pelo ICRP (convencionados na publicação 26 e mantidos até à publicação 103) como forma de minimizar os riscos da radiação ionizante de baixa energia nas exposições médicas: justificação da prática, optimização da protecção e a consideração de níveis de referência de dose em diagnóstico.

### **8.1. Justificação da prática**

Este conceito alerta para a necessidade de uma clara justificação da utilização da valência de diagnóstico fundamentada num benefício, para o paciente submetido à exposição, superior ao risco em que este incorre (ex. risco de um diagnóstico inexequível ou vago e/ou riscos associados a procedimentos invasivos, como os de uma cirurgia exploratória). No caso específico da TC, a justificação implica que o resultado obtido pelo exame não possa ser alcançado por outras valências disponíveis às quais estejam associados menores riscos para o paciente.

Neste sentido a CE, em conjunto com o RCR, publicou recomendações sobre critérios clínicos para prescrição de exames de imagiologia (CE, 2000). Na Inglaterra e na Alemanha, estudos alertam para algumas considerações a este respeito (ACR, 2008; GLANSKI, 2006)

Após a publicação do 97/43/EURATOM da CE em 1997, a justificação foi considerada o desafio da década, com grandes implicações na formação de médicos prescritores e médicos radiologistas (CORBETT, 1998). Dez anos depois, especula-se que o processo de justificação é, por vezes, fraco ou mesmo inexistente (MALONE, 2008).

Por exemplo, num estudo retrospectivo conduzido na Finlândia em 2005, constatou-se que 30% dos exames de TC realizados em indivíduos com menos de 35 anos eram injustificados (OIKARINEN, 2010). Neste sentido e face aos riscos da exposição em TC, critérios de aprovação de requisições de exames de TC devem ser rigorosamente limitados, em especial em grávidas e crianças (EUR 16262).

## 8.2. Optimizaç o da protec o

O processo de optimiza o aplica-se  s situa es que tenham sido consideradas justificadas, ou seja, em todos os exames de TC a realizar, e baseiam-se na adequada manipula o dos factores t cnicos associada a boas pr ticas estipuladas. A optimiza o da protec o radiol gica assenta na implementa o de procedimentos ajustados de modo a que se assegure a dose de radia o estritamente necess ria (menor poss vel) para obter a informa o diagn stica clinicamente relevante no cumprimento do princ pio fundamental da protec o radiol gica ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*).

A optimiza o na utiliza o de radia es ionizantes envolve a interac o de tr s aspectos fulcrais: qualidade de diagn stico das imagens, dose de radia o do procedimento e a selec o da val ncia de imagem (EUR 16262). Linton et al enfatiza a, ainda actual, necessidade de desmitifica o da associa o da qualidade de diagn stico e a elevada exposi o   radia o, em especial na popula o pedi trica. Neste sentido, a optimiza o da dose em TC geralmente significa minimiza o da dose do exame.

A rela o benef cio-risco da exposi o num exame de TC pode facilmente ser invertida se a prescri o do exame de TC n o for devidamente fundamentada e se n o se ajustar o processo de optimiza o. Contudo, a diminui o excessiva da dose e conseqente perda de informa o de diagn stico n o pode ocorrer sob o risco de exposi es adicionais. Equiponderar esta rela o implica uma coer ncia entre uma qualidade de imagem aceit vel para o correcto diagn stico com a menor dose poss vel.

Nesta seq ncia, a fim de assegurar a optimiza o de desempenho e protec o ao paciente em CT, a CE estabeleceu um conjunto de crit rios de qualidade para exames pedi tricos de radiologia convencional (EUR 16261) e para exames de tomografia computadorizada em pacientes adultos (EUR 16262).

### 8.3. Níveis de referência de dose em diagnóstico

Os Níveis de Referência de Dose (NRD) constituem padrões de boas práticas estabelecidos a nível local e formalizados por protocolos de exame recomendados e por valores aconselhados de dose de radiação em diagnóstico, alcançados com procedimentos de optimização, em condições estandardizadas.

A necessidade de linhas orientadoras em TC surge face ao aumento do número de exames realizados à escala mundial e às elevadas doses efectivas médias características dos exames de TC (Tabela 5.2), associada aos riscos da radiação ionizante da TC. Regulla et al citaram o Comité Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Ionizante, que constatou “significativas diferenças nas práticas nacionais com exposições médicas e desigual distribuição das doses dos pacientes na população mundial. (...) A dose efectiva média anual (...) da população que varia até um factor de 60". Neste sentido, vários organismos têm criado diferentes linhas orientadoras para a promoção da optimização das práticas em procedimentos em contexto clínico. Todavia vários termos definem o mesmo conceito, de acordo com o organismo.

Na Publicação 60 do ICRP propôs-se o termo Níveis de Referência de Dose (*Diagnostic Reference Level - DRL*), aplicado especificamente às exposições médicas (ICRP, 1996). Define DRL como uma forma de nível de investigação, aplicado a uma quantidade facilmente mensurada, geralmente a dose absorvida no ar ou um material tecido-equivalente, na superfície de um fantoma standard ou outro representativo do paciente. Em 2000 e 2007, O ICRP publicou considerações actuais sobre a gestão da dose em TC e MDCT (ICRP, 2000; ICRP, 2007).

Na Europa adoptou-se o mesmo termo, definido na Directiva Comunitária 97/43 Euratom como níveis de dose em práticas de radiodiagnóstico médico aplicáveis a exames típicos em grupos de pacientes ou fantasmas de dimensões padrão, para tipos de equipamentos amplamente definidos. Estes níveis não devem ser ultrapassados em procedimentos standard quando as boas e normais práticas relativas ao diagnóstico e performance técnica são aplicadas. Em 1999, a Comissão Europeia publicou um documento intitulado *Guidance on diagnostic reference levels for medical exposures*, onde se contemplam aspectos relacionados com implementação e aplicação da Directiva Comunitária no direito nacional e, orientações para o estabelecimento dos DRL. Nesse ano, foram publicadas linhas orientadoras sobre critérios de qualidade em TC onde dois descritores de dose,  $CTDI_w$  e DLP, foram propostos como medidas de níveis de referência em diagnóstico (CE, 1999).

No Reino Unido, o IPSM em conjunto com o NRPB e o CoR publicaram orientações sobre métodos de monitorização de doses em pacientes e doses de referência (*National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*) e, sobre níveis de referência de dose especificamente desenvolvidos para pediatria (NRPB R318).

A IAEA também emitiu pareceres sobre o uso de linhas orientadoras em radiologia, que a organização se refere como *guidance levels* com o objectivo de harmonizar internacionalmente os requisitos básicos para proteger as pessoas contra a exposição à radiação excessiva em práticas e intervenções (IAEA, 1996). Especificamente em TC, e no âmbito de estratégias de optimização e protecção radiológica, diversos outros documentos foram publicados.

Nos EUA, o termo utilizado é *reference value*, definido pelo ACR como nível de investigação para identificar doses de radiação ou níveis de exposição anormalmente elevados para o diagnóstico comum em procedimentos médicos que envolvam radiação X.

Independentemente do termo alguns pontos-chave são comuns às definições anteriormente enunciadas. Têm como objectivo de incitar a optimização dos procedimentos mantendo a qualidade de imagem e de alertar para doses de radiação superiores às necessárias que não contribuam significativamente para o objectivo clínico. Aplicam-se na diminuição da ocorrência dos efeitos estocásticos pois espera-se que estes níveis de referência não sejam excedidos em procedimentos standard e quando aplicadas boas práticas de diagnóstico e de performance técnica. São característicos do tipo de exame e recomendados em benefício de pacientes sujeitos a exposições médicas programadas.

Os NRD fornecem orientações quantitativas que ajudam a identificar situações onde o recurso às valências de radiodiagnóstico é inadequado ou está desajustado e não é um indicador de satisfação de desempenho. Estes valores não devem ser aplicados localmente para cada paciente, mas sim em doses médias registadas em grupos representativos de pacientes (EUR 16262), e englobados numa realidade local, regional ou nacional (MARVIN, 2008). O ICRP e a CE recomendam que os valores dos NRD devem ser seleccionados por corpos médicos profissionais e revistos em intervalos que representem um compromisso entre a estabilidade necessária e alterações a longo prazo observadas na distribuição da dose (CE, 1998).

## 9. Níveis de Referência em TC

Embora existam algumas linhas orientadoras disponíveis a partir de vários estudos realizados, só muito recentemente surgiu um maior número de orientações oficiais quanto aos valores de dose recomendados. Em 1999, a CE definiu níveis de referência de dose em diagnóstico por TC – EUR 16262 – (CE, 1999) com o objectivo de fornecer orientações sobre a definição e a introdução de critérios de qualidade em adultos (Tabela 9.1). Outros estudos foram realizados e os níveis de referência comparados com as recomendações da CE (Tabela 9.3 e Tabela 9.4).

**Tabela 9.1 – Níveis de referência de dose em diagnóstico por TC propostos pela Comissão Europeia, relativamente aos descritores CTDI<sub>w</sub> e DLP, e valores de dose efectiva calculados a partir dos coeficientes de conversão DLP- E sugeridos (adaptado de: EUR 16262).**

Exame de TC	Descritores de dose		
	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy cm)	Dose efectiva (mSv)
Crânio (rotina)	60	1050	2,42
Tórax (geral)	30	650	11,05
Tórax (alta resolução)	35	280	4,76
Abdómen (rotina)	35	800	12,00
Coluna Lombar	35	780	11,70
Pélvis (rotina)	35	570	10,83

Especificamente para a população pediátrica outros valores são sugeridos (Tabela 9.2). A CE recomenda a aplicação de valores de estrangimento de dose para os exames mais frequentes, em três ou quatro faixas etárias, considerando-as suficientemente abrangentes, relativamente às variações dentro de cada grupo, para estabelecimento de linhas orientadoras. (CE, 1998).

**Tabela 9.2- Níveis de referência de dose em diagnóstico para exames de TC pediátrica, relativamente aos descritores CTDI<sub>w</sub>, DLP e dose efectiva.**

Exame de TC	Idade	CTDI <sub>w</sub> (mGy)			DLP (mGy cm)		Dose efectiva (mSv)
		Inglaterra 2000 <sup>a</sup>	Inglaterra 2006 <sup>b</sup>	França 2008 <sup>c</sup>	Inglaterra 2000 <sup>a</sup>	Inglaterra 2006 <sup>b</sup>	Inglaterra 2006 <sup>b</sup>
Crânio	0-1 anos	40	28	31	300	270	3,0
	5 anos	60	43	39,5	600	465	1,9
	10 anos	70	52	49,5	750	619	2,0
Tórax	0-1 anos	20	23	3	200	204	7,9
	5 anos	30	20	3,5	400	228	4,1
	10 anos	30	26	5,5	600	368	4,8
Abdómen superior	0-1 anos	20	-	-	330	-	-
	5 anos	25	-	-	360	-	-
	10 anos	30	-	-	800	-	-
Abdómen inferior / Pélvis	0-1 anos	20	-	10	170	-	-
	5 anos	25	-	12,5	250	-	-
	10 anos	30	-	15	500	-	-

<sup>a</sup> (SHRIMPSON, 2000); <sup>b</sup> (SHRIMPSON, 2006); <sup>c</sup> (BRISSE, 2009)

**Tabela 9.3 - Comparação dos NRD (em termos de CTDI<sub>w</sub>) em diferentes países da União Europeia comparados com a directiva EUR 16262 (fontes: TACK, 2007; PAPADIMITRIOU, 2003; TSAPAKI, 2001; EUR 16262).**

Exame de TC	Alemanha (1999)	Alemanha (2002)	Inglaterra	Inglaterra	Áustria (2000)	Grécia (2001)	Grécia (2003)	Itália (2003)	EUR 16262
			(2003) SSCT	(2003) MSCT					
CE (rotina)	45	60	70	110	68,9	43,3	68	59	60
Ossos da face e SPN	25	35	-	-	-	-	-	-	35
Tórax (rotina)	13	22	13	18	18,9	22,1	21	21	30
Tórax (alta resolução)	-	-	22	50	28	-	-	-	35
Abdómen (rotina)	15	24	20	20	19,8	22,1	23	23	35
Fígado e Baço	15	25	-	-	20,6	-	-	-	35
Coluna lombar	30	47	-	-	40,7	-	39	36	-
Pélvis	18	28	17	20	23,5	22,1	27	24	35

**Tabela 9.4 – Comparação dos NRD (em termos de DLP) em diferentes países da União Europeia comparados com a directiva EUR 16262 (fontes: TACK, 2007; PAPADIMITRIOU, 2003; TSAPAKI, 2001; EUR 16262).**

Exame de TC	Alemanha (1999)	Alemanha (2002)	Inglaterra	Inglaterra	Áustria (2000)	Grécia (2001)	Grécia (2003)	Itália (2003)	EUR 16262
			(2003) SSCT	(2003) MSCT					
CE (rotina)	520	1175	760	930	1275	640	919	707	1050
Ossos da face e SPN	190	-	-	-	-	-	-	-	-
Tórax (rotina)	250	650	430	580	484	643,25	429	483	650
Tórax (alta resolução)	-	-	80	170	76	-	-	-	280
Abdómen (rotina)	490	1500	510	560	1109	471,5	493	551	780
Fígado e Baço	210	770	460	470	763	-	-	-	900
Coluna lombar	170	280	-	-	495	-	473	303	800
Pélvis	300	750	-	-	589	491,5	538	434	570

## **10. Protocolos em TC pediátrica**

Pelas características da população pediátrica (radiossensibilidade aumentada e esperança média de vida superior) os exames pediátricos de TC constituem uma prioridade nos procedimentos de optimização. Como referido anteriormente, as estratégias de optimização têm como objectivo a melhoria da relação entre a aquisição de imagens e uma qualidade de diagnóstico clinicamente relevante, assegurando a dose de radiação estritamente necessária para as adquirir. Como tal, os protocolos de exame para vários tipos de exame de TC devem ser ajustados às características tecnológicas do equipamento, ao tipo de exame e às características do paciente.

Se possível, em especial em TC pediátrica, os exames devem ser realizados em equipamentos modernos e eficientes em termos de dose. As vantagens da opção de equipamentos MDCT podem sobrepor-se às de equipamentos de SSCT quando se pretendem tempos de aquisição muito curtos, por exemplo quando existe a falta de colaboração da criança (GALANSKI, 2006). O equipamento deve estar em boas condições de funcionamento, atender a padrões regulamentares e do fabricante e, ser utilizado com segurança. Deve ser periodicamente testado quanto à resolução espacial e resolução de baixo contraste e, estar correctamente calibrado. Os profissionais devem possuir conhecimentos e estar em alerta para esta temática (ACR, 2008).

O tipo de exame define a área a estudar à qual correspondem parâmetros técnicos específicos, dependentes também do modelo do equipamento utilizado. A selecção e o ajuste destes parâmetros devem ser sempre realizados, automática ou manualmente, segundo as características do paciente (idade ou peso, dependendo das possibilidades que o equipamento oferece). Os protocolos utilizados em TC de adultos devem ser utilizados apenas em adultos. Protocolos pediátricos devem ser criados ou adaptados, e optimizados para esta população, tendo em conta as especificidades deste grupo quanto aos riscos da exposição em TC e quanto a aspectos de protecção radiológica (Figura 10.1).

De um modo geral, em TC pediátrica, a tensão deve ser mantida abaixo dos 110 kV apenas quando o intervalo do parâmetro mAs for suficiente para alcançar os critérios de redução de dose, como por exemplo em TC torácica de recém-nascidos e crianças. Caso contrário, e dependendo do equipamento, deverá manter-se entre 100 e 130 kV (GALANSKI, 2006).

A literatura sugere uma colimação de corte entre 10 e 24 mm como adequada à população pediátrica (GALANSKI, 2006). Valores superiores ou mais baixos resultam no aumento da dose. Em aquisições espirais de equipamentos MDCT a dose tenderá a aumentar com o aumento da espessura e do número de cortes, devido ao número de rotações extra no início e no final do exame.

CT centres	Number of CT Rooms	Use of adult exposure parameters in pediatric examinations
Bulgaria	1	Head CT
Ghana	2	All CT examinations
Sudan	2	All CT examinations
Thailand	1	Mainly for brain and head CT
Czech Republic	2	Mainly for head and abdomen
Kuwait	3	Mainly for head CT

**Figura 10.1 – Utilização de parâmetros técnicos de pacientes adultos em pacientes pediátricos em vários países em desenvolvimento. Os dados obtidos representam as práticas em 11 equipamentos de TC num total de 128. (fonte: MUHOGORA, 2010)**

Os ajustes de dose devem ser adaptados de acordo com a idade ou peso corporal, de forma moderada, e de acordo com o tipo de exame. A Figura 10.2 sugere a adaptação do parâmetro técnico mAs em pediatria a partir de valores convencionados para exames em indivíduos adultos.

Age group	Relative mAs setting		Body weight (kg)	Age (appr.)	Relative mAs setting		
	Brain	Facial bone/sinuses			Abdomen (w. pelvis)	Chest	Spine
Newborn	45%	15%	0 - 5	0 - 3 m	10%	7%	25%
< 1 y	55%	18%	6 - 10	4 m - 1 y	17%	10%	50%
2 - 5 y	65%	22%	11 - 20	2 - 5 y	30%	20%	75%
6 - 10 y	85%	28%	21 - 40	6 - 12 y	50%	33%	125%
11 - 15 y	100%	33%	41 - 60	13 - 18 y	75%	50%	200%
> 15 y	100%	33%	61 - 80	>18 y	100%	65%	250%

**Figura 10.2 – Valor de mAs relativo adaptado à idade em exame de TC na região do crânio (à esquerda) e em exames de TC na região do tronco (à direita). O valor 100% representa o valores do parâmetro mAs otimizado utilizado em adultos, que correspondem a um  $CTDI_{vol.16}$  de menos de 60 mGy (à esquerda) e a um  $CTDI_{vol.32}$  de 15 mGy (à direita) (fonte GALANSKI, 2006).**

No planeamento do exame, isto é, na selecção dos factores técnicos, devem ser consideradas as várias estratégias de optimização de parâmetros técnicos de forma a ir ao encontro dos NRD locais para cada tipo de exame. Deste modo, espera-se que, a articulação do conhecimento científico e das boas práticas com as orientações relativas à justificação do exame e aos descritores de dose, se diminuam os riscos da exposição à radiação em TC e, que se maximizem os benefícios derivados das potencialidades da TC no diagnóstico clínico.

## 11. Material

### 11.1. Equipamento de TC

Os dados dos exames de TC incluídos no estudo foram adquiridos num único equipamento de TC instalado no CHTV, com um número máximo de 16 cortes tomográficos adquiridos em simultâneo. A Tabela 11.1 apresenta algumas das características do equipamento de TC utilizado.

Tabela 11.1 – Características do equipamento de TC utilizado no estudo

<b>Fabricante</b>	GE
<b>Modelo</b>	Brigh Speed Elite
<b>Ano de fabrico</b>	2006
<b>Data de instalação</b>	10/2006
<b>Data de instalação no CHTV</b>	05/2011
<b>Orientação para substituição</b>	11 anos
<b>Manutenção Preventiva (fabricante)</b>	Periodicidade de 4 revisões/ano.
<b>Controlo de Qualidade (independe do fabricante)</b>	Efectuado anualmente <sup>(13)</sup>
<b>Nº máximo linhas de detectores</b>	16 linhas de detectores
<b>Combinações possíveis (máximas) da matriz de detectores</b>	16 x 0,625 mm por rotação (colimação total de 10mm) 16 x 1,250 mm por rotação (colimação total de 20 mm)
<b>Resolução mínima</b>	Matriz de 512x512 pixels
<b>Valores de tensão permitidos</b>	80 kVp; 100 kVp; 120 kVp; 140 kVp
<b>Valores de corrente permitidos</b>	[99-437]mA

### 11.2. Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagens

Os dados utilizados no estudo foram recolhidos no Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagens – PACS do CHTV. A Tabela 11.2 apresenta algumas das características do software instalado no período de recolha dos dados.

Tabela 11.2 – Características do sistema de comunicação e arquivo de imagem do CHTV.

<b>Fabricante</b>	Fujifilm Medical Systems
<b>Designação</b>	Synapse
<b>Versão</b>	3.1.1137.0
<b>Ano da versão</b>	(não disponibilizada pelo CHTV)
<b>Ano da instalação</b>	(não disponibilizada pelo CHTV)

<sup>(13)</sup> Consultar ANEXO A – Relatório de controlo de qualidade ANEXO A – Relatório de controlo de qualidade

### **11.3. Instrumento de recolha de dados**

Elaborou-se o questionário *Caracterização da prática em Tomografia Computorizada: realização de exames em pacientes adultos e pediátricos*<sup>(14)</sup>, em língua portuguesa, adaptado do modelo de questionário *CT Dose Survey Data Acquisition Form of the 3rd UK CT Survey*<sup>(15)</sup>.

O questionário original foi utilizado, em 2010, num estudo conduzido no Reino Unido pela *Health Protection Agency*, e com acreditação pelo *College of Radiographers*. Segundo o grupo encarregue deste estudo – *CT Users Group* – os objetivos assentam na avaliação das alterações das práticas desde a última pesquisa, em 2003; no fornecimento de orientações para alguns exames recentemente estabelecidos; na actualização das doses de referência existentes em exames específicos nacionais (Reino Unido); e no fornecimento de uma base para eventuais estudos de acompanhamento de otimização.

Os dados adquiridos com este questionário adaptado foram posteriormente transpostos para uma base de dados de um software de recolha e tratamento de dados estatísticos - *SPSS Statistics 17*. Todas as observações foram registadas directamente no formulário electrónico especificamente construído para este trabalho.

## **12. Metodologia**

### **12.1. Desenho do estudo e âmbito**

Efectuou-se um estudo observacional transversal retrospectivo. O estudo foi aplicado no serviço de TC do CHTV, entre Julho de 2011 e Março de 2012.

### **12.2. População e amostragem**

A população foi constituída por pacientes com número de processo hospitalar do CHTV, que tenham efectuado (pelo menos) um exame de TC no serviço de TC do CHTV como meio de rastreio, diagnóstico ou *follow up*. A selecção dos casos foi totalmente independente do serviço requisitante (urgência, consulta externa, internamento), da informação clínica e objectivo do exame.

A amostra foi seleccionada por um processo de amostragem por conveniência, uma vez que para a selecção de cada caso da amostra foi antecedida por uma triagem de acordo com o tipo de exame de TC.

---

<sup>(14)</sup> Consultar ANEXO B – *Formulário e instruções*

<sup>(15)</sup> *CT Users Group, Data Collection Form*, disponível em <http://www.ctug.org.uk/ctsurvey.html>, [03-04-2011]

### **12.3. Critérios de inclusão e exclusão**

Os casos incluídos no estudo respeitam os seguintes critérios:

- Indivíduos cujo estudo de TC foi prescrito ao nível do CHTV;
- Indivíduos cujo estudo de TC foi realizado no serviço de TC do CHTV;
- Indivíduos cujo estudo de TC apresenta relatório médico integrado do PACS do CHTV.
- Indivíduos cujo estudo foi realizado entre Julho de 2011 e Março de 2012.

Consideraram-se como critérios de exclusão o não cumprimento dos critérios de inclusão.

### **12.4. Procedimento para caracterização das variáveis**

Todos os dados, quantitativos e qualitativos, foram extraídos a partir da informação acessível nas imagens de cada exame de TC no PACS do CHTV, coincidentes com as disponibilizadas ao médico radiologista para elaboração do relatório médico. A recolha de dados apenas ocorreu nos casos em que o relatório médico se encontrava correctamente integrado no PACS do CHTV.

Os dados foram extraídos manualmente por um único indivíduo (Técnico de Radiologia) para a base de dados especificamente construída para a recolha e tratamento estatístico dos dados deste trabalho.

Os casos foram seleccionados aleatoriamente no tempo, com uma filtragem por tipo de exame no PACS do CHTV. As variáveis foram recolhidas indivíduo a indivíduo, sendo referentes a um determinado estudo clínico por TC executado numa data específica. Assim sendo, o mesmo paciente poderá corresponder a dois ou mais casos na amostra, uma vez que a cada entrada na base de dados está associada um número de processo, um tipo de exame e uma data.

Todos os dados foram tratados estatisticamente na base de dados construída para o efeito e posteriormente agrupados por tipo de exame para análise.

Os dados recolhidos foram categorizados em quatro grupos:

- Tipo de exame;
- Variáveis demográficas;
- Variáveis/Parâmetros técnicos;
- Variáveis/Parâmetros dosimétricos .

O tipo de exame é definido consoante a região anatómica em estudo clínico e de acordo com o exame requisitado, em:

- TC crânio-encefálico (TC CE);
- TC dos seios perinasais (TC SPN);
- TC dos ouvidos (TC OUV);
- TC torácica (TC TX);
- TC abdominal (TC ABD);
- TC pélvica (TC PELV);
- TC abdominal e pélvica (TC AP);
- TC torácica, abdominal e pélvica (TC TAP);
- Angio-TC crânio-encefálica;
- Angio-TC do tórax.

As variáveis demográficas caracterizam a amostra segundo factores de acordo com:

- Género;
- Idade;
- Área transversal anatómica.

As variáveis técnicas caracterizam os protocolos de exame para cada tipo de exame de TC, a partir de alguns dos parâmetros técnicos utilizados :

- Nº de séries de exame <sup>(16)</sup>;
- Tensão (kV) – valor fixo para cada série de cada subtipo de exame;
- Utilização de AEC – Controlo automático de exposição;
- Corrente (mA) – valor fixo ou mínimo e máximo, dependendo do protocolo utilizado;
- S FOV (cm);
- Tempo de rotação da ampola ( $s^{-1}$ );
- Tempo de rotação (s) – valor fixo para série de cada tipo de exame;
- Colimação (mm);
- Configuração dos detectores;
- Tipo de aquisição (sequencial e/ou helicoidal);
- Nº de cortes (sequencial) ou pitch (helicoidal);
- Incremento (sequencial) ou comprimento de aquisição (helicoidal).

---

<sup>(16)</sup> Note-se que esta variável apenas inclui o número efectivo de séries de exame utilizados para elaboração do relatório médico. Séries de imagens repetidas (ex. por artefactos de movimento) foram previamente excluídas do caso uma vez que não constam no PACS do CHTV.

As variáveis dosimétricas, fornecidas automaticamente pelo equipamento de TC, foram utilizadas para comparação com valores de NRDs estabelecidos pelas recomendações internacionais e/ou outros estudos com semelhante metodologia e objectivos, para cada tipo de exame de TC, consoante os valores de:

- $CTDI_{vol}$  para cada série de exame;
- DLP para cada série de exame;
- DLP total do exame.

### **12.5. Procedimento para medição da área transversal anatómica**

Uma vez que os dados foram recolhidos retrospectivamente e, que não constava no PACS do CHTV informação sobre o peso ou altura dos pacientes, recorreu-se a métodos indirectos retrospectivos de medição para caracterização da dimensão corporal de cada indivíduo.

Neste sentido, adoptou-se o método proposto pelo *CT Users Group* no estudo decorrido no Reino Unido, e calculou-se a área transversal anatómica ou área efectiva. Para a calcular, assumiu-se a equivalência entre a área efectiva e a área de uma elipse, cuja área é dada pela fórmula:

$$A = \pi ab \quad \text{Equação 12}$$

Onde  $A$  representa a área efectiva ( $cm^2$ ),  $a$  e  $b$  são os semi-eixos maior e menor da elipse (cm). Ao comprimento dos semi-eixos fez-se corresponder o comprimento transversal e o comprimento ântero-posterior do conjunto total de estruturas anatómicas numa imagem axial.

Tomou-se como imagem para efectuar medições a imagem axial mediana da série de aquisição principal, isto é, a série com maior comprimento de aquisição. Este procedimento foi efectuado uma única vez por paciente. Por exemplo, se a série principal compreendesse 67 imagens, a imagem mediana seria a imagem número 34 dessa série de imagens (Figura 12.1). Uma vez seleccionada a imagem de referência, procedeu-se às medições para cada caso, conforme indicado na Figura 12.2.

Contudo, o valor destas medições pode ser afectado pela falta de colaboração e/ou limitações físicas do paciente no posicionamento para execução do exame. Esta condicionante pode diminuir a qualidade de imagem do exame e conduzir ao ajuste manual e/ou automático (no caso de se utilizar o controlo automático de corrente) do(s) parâmetro(s) técnico(s) utilizados. Como exemplo destaca-se a incapacidade ou intolerância dos pacientes na elevação dos membros superiores para a realização de exames de radiologia de corpo.

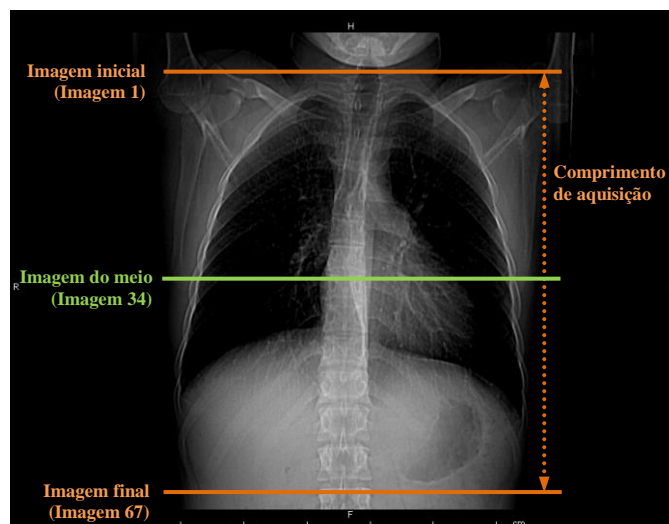


Figura 12.1 – Ilustração do método padrão de definição da imagem da série com maior comprimento de aquisição tomada como referência para a medição do comprimento transversal e comprimento ântero-posterior.

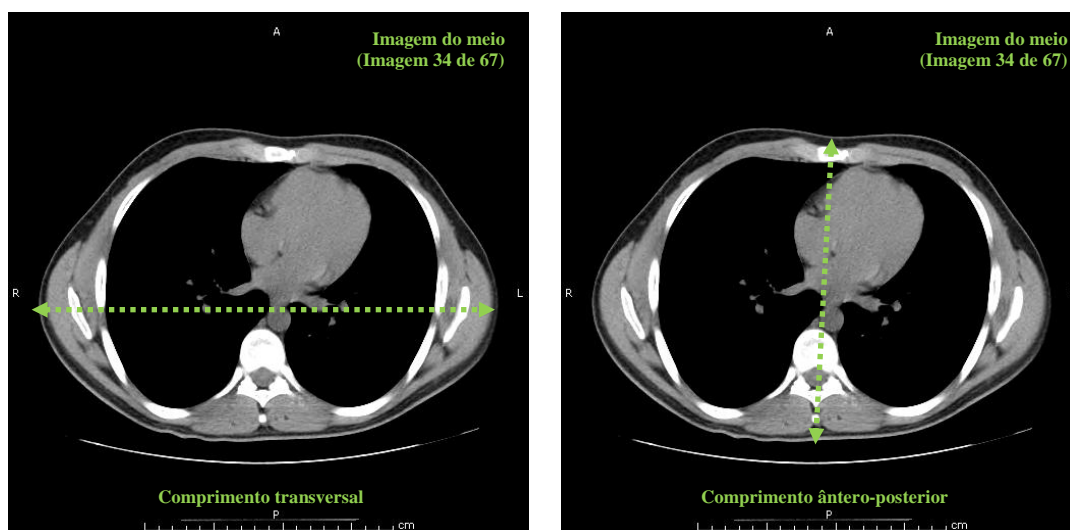
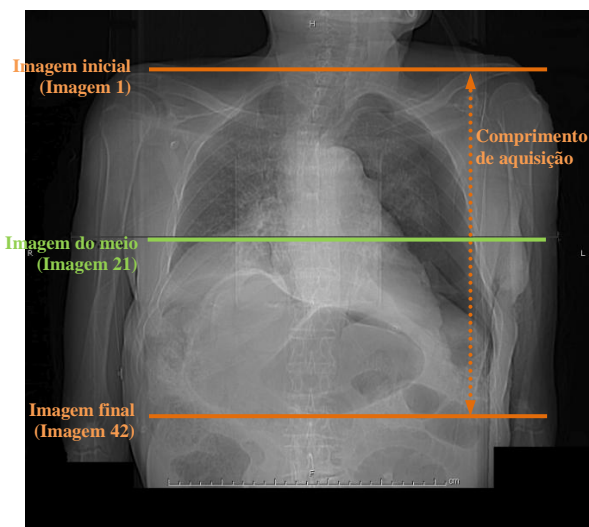
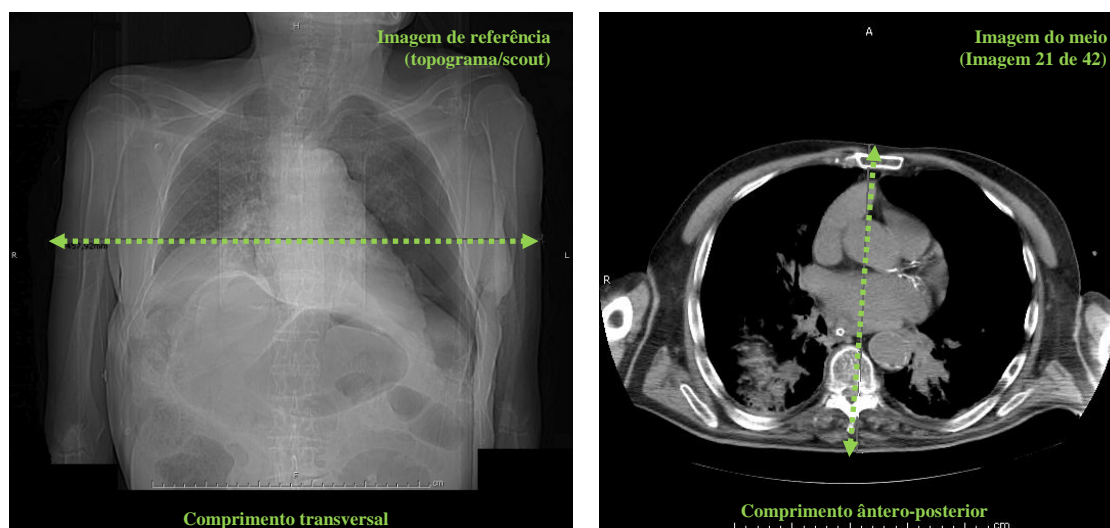


Figura 12.2 – Ilustração do método padrão para a medição do comprimento transversal (à esquerda) e do comprimento ântero-posterior (à direita) para posterior cálculo da área efectiva.

Nestes casos, o posicionamento dos membros superiores foi feito preferencialmente ao longo do corpo. Deste modo incluem-se inevitavelmente tecidos biológicos que influenciam, para além do referido anteriormente, a área efectiva. Uma vez que o posicionamento aumenta a espessura transversal dos tecidos irradiados e pode conduzir a um ajuste manual e/ou automático dos parâmetros técnicos, optou-se por incluir estes casos na amostra, desde que cumpridos os critérios de inclusão, optando-se por um método excepcional adaptado para a medição do comprimento transversal. Assim sendo, assumiu-se essa espessura adicional como fazendo parte da área transversal anatómica em estudo e efectuaram-se medições de acordo com a Figura 12.3 e a Figura 12.4.



**Figura 12.3 – Ilustração do método de definição da imagem da série com maior comprimento de aquisição tomada como referência para a medição do comprimento transversal e comprimento ântero-posterior.**



**Figura 12.4 - Ilustração do método excepcional adaptado para a medição do comprimento transversal no topograma (à esquerda) e do comprimento ântero-posterior numa imagem axial (à direita) para posterior cálculo da área efectiva.**

Nos exames de TC associados à neurorradiologia – TC CE, TC SPN, TC OUV – não foram efectuadas medições para averiguar a área efectiva por indisponibilidade de informação. Apesar de ser possível medir o comprimento transversal da região irradiada a partir do Topograma <sup>(17)</sup>, o DFOV (ajustado à estruturas de interesse do exame de TC) das imagens disponíveis no PACS do CHTV não permitiu efectuar medições do comprimento ântero-posterior .

(17) Através do método semelhante ao método expcional adaptado ilustrado na Figura 12.3 e na Figura 12.4, num topograma de perfil.

## 12.6. Procedimento para a caracterização dos protocolos de exame

A caracterização dos protocolos de exame de TC foi efectuada separadamente para cada tipo de exame de TC analisado com o objectivo de definição de um protocolo standard. Baseou-se numa averiguação qualitativa e/ou quantitativa dos parâmetros técnicos analisados.

No período da recolha de dados existia mais do que um protocolo predefinido para alguns dos tipos de exame de TC estudados. Isto queria dizer que, para o mesmo tipo de exame de TC, existia uma combinação diferente de parâmetros técnicos de aquisição <sup>(18)</sup>, que caracterizava cada protocolo clínico. Para além das diferenças entre os vários protocolos para o mesmo tipo de exame de TC, era possível existirem variações <sup>(19)</sup> (ajuste automático) e/ou fazer variar um ou mais parâmetros técnicos (ajuste manual) de forma a adaptar o protocolo à condição do paciente. Estas alterações constituem variações que não são ou podem não ser representativas do protocolo standard do tipo de estudo.

Assim sendo, e de forma a eliminar a influência da selecção do protocolo predefinido e dos ajustes e das limitações em casos específicos, realizaram-se sucessivas filtragens de dados, parâmetro técnico a parâmetro técnico, com o objectivo de definir o protocolo standard para cada tipo de exame. Para facilitar a leitura, foram omitidos dos resultados os parâmetros técnicos que foram constantes em todos os registos de cada tipo de estudo (ex. colimação total e DFOV).

Na análise dos protocolos de exame da população adulta, apenas se consideraram os tipos de exame com um número mínimo de 10 casos para cada protocolo standard, de acordo com as recomendações do ICRP e Bongartz et al.

Assumiu-se uma elevada confiança nos valores dos parâmetros técnicos registados, que definem cada protocolo tipo, baseada na existência de um plano de manutenções e de controlo de qualidade efectuado periodicamente no equipamento de TC analisado <sup>(20)</sup>.

---

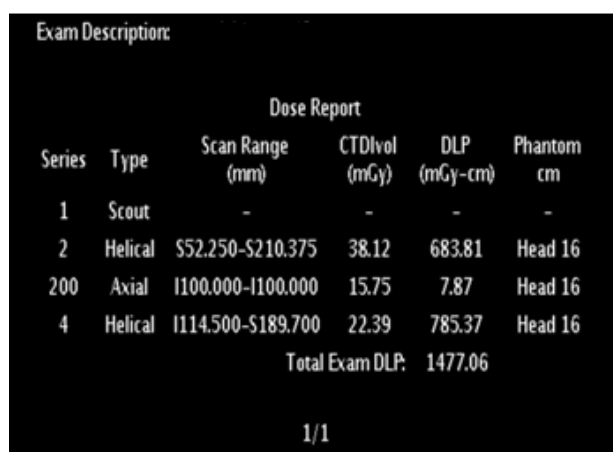
<sup>(18)</sup> Não se estudou a relação entre a selecção do protocolo e a indicação clínica por não ser objectivo deste trabalho.

<sup>(19)</sup> Ex. limitação do valor da corrente aquando do aquecimento excessivo da ampola de raiosX.

<sup>(20)</sup> Consultar 11.1 – *Equipamento de TC* (pp 66)

## 12.7. Procedimento de averiguação da adequação às recomendações internacionais

Os valores dos descritores de dose ( $CTDI_{vol}$  e DLP) foram obtidos através da consulta do output automático para cada exame de TC, fornecido pelo equipamento no final de cada exame (Figura 12.5). De seguida foram comparados com os níveis de referência de dose (correspondente ao valor do 3º quartil do  $CTDI_{vol}$  e DLP da totalidade dos estudos analisados CE) das orientações relativas a critérios de qualidade para exames de TC da Comissão Europeia – *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* EUR 16262 (CE, 1999) – onde são fornecidas recomendações acerca dos princípios gerais associados às boas práticas em exames de TC.



Exam Description:					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	S52.250-S210.375	38.12	683.81	Head 16
200	Axial	I100.000-I100.000	15.75	7.87	Head 16
4	Helical	I114.500-S189.700	22.39	785.37	Head 16
Total Exam DLP:				1477.06	

Figura 12.5 – Exemplo do output automático designado *Dose Report* fornecido no final de cada exame, e onde constam informações sobre a quantidade de séries de exame, tipo de aquisição, comprimento de aquisição de cada série, valor de  $CTDI_{vol}$  estimado, valor de DLP estimado e o tamanho do fantoma utilizado na estimativa.

Como os valores de referência de CTDI da EUR 16262 estavam disponibilizados sob a forma de  $CTDI_w$  (mGy) e os valores do output da amostra em  $CTDI_{vol}$  (mGy), optou-se por converter os primeiros em  $CTDI_{vol}$ , pelas equações 4 e 6<sup>(21)(22)</sup>; tendo esta conversão a mais-valia de ajustar o  $CTDI_w$  ao valor de pitch, em aquisições helicoidais, ou ao valor da colimação total e incremento da mesa entre “cortes”, em aquisições sequenciais, dos protocolos utilizados.

Foram recolhidos os valores de  $CTDI_{vol}$  por série de aquisição e de DLP total do exame (correspondente ao DLP da série 1 nos casos em que se adquiriu uma série única), para o

<sup>(21)</sup> Consultar ANEXO C – Conversão de  $CTDI_w$  em  $CTDI_{vol}$  em aquisições sequenciais

<sup>(22)</sup> Consultar ANEXO D – Conversão de  $CTDI_w$  em  $CTDI_{vol}$  em aquisições helicoidais

número de casos de cada protocolo tipo. E comparou-se o valor do terceiro quartil de cada tipo de exame com os valores oficiais recomendados pela Comissão Europeia (EUR 16262).

Nos casos de exames duplos – TC do abdómen e pélvis – e triplos – TC do tórax, abdómen e pélvis – não existiam valores de referência nas recomendações EUR 16262 (CE,1999). Optou-se por somar os valores de DLP de cada tipo de exame para possibilitar comparações.

No caso específico da TC do abdómen, as recomendações EUR 16262 (CE,1999) aconselham diversos valores de CTDI e DLP, consoante a indicação. Por a indicação clínica não ser objectivo deste trabalho, decidiu-se pelo menor valor recomendado.

## **12.8. Procedimento para caracterização dos descritores de dose**

Para caracterizar os descritores de dose procurou-se a existência de relações entre as variações de DLP e de  $CTDI_{vol}$  de cada série de aquisição e os parâmetros demográficos (idade aquando da realização do exame de TC, género e área efectiva) e os parâmetros técnicos variáveis (ex. número de cortes, comprimento irradiado e corrente mínima e máxima) no protocolo standard de cada tipo de estudo. Esta caracterização só foi possível após a descrição

Analisaram-se alterações dos parâmetros dosimétricos com as variáveis demográficas – idade aquando da realização do exame, género e área efectiva – para todos os exames de TC radiologia de corpo – na TC do tórax, TC do abdómen e TC da pélvis (isoladamente ou em conjunto em exames duplos ou triplos). Como nos exames de neurorradiologia – na TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais e TC dos ouvidos – não foi recolhida a área efectiva, apenas se analisaram as alterações dos parâmetros dosimétricos com as variáveis género e idade aquando da realização do exame.

Nos exames de neurorradiologia, não foi analisada a área efectiva por limitações geométricas das imagens disponíveis no PACS do CHTV: na TC crânio-encefálica devido à usual angulação da *gantry* provocando imagens orientadas por um plano de referência aproximadamente órbitomeatal e não axial puro, e que necessariamente distorcem qualquer medição ântero-posterior; na TC dos ouvidos e na TC dos seios perinasais porque o FOV das reformatações, limitado às estruturas de interesse, não possibilitou medições ântero-posteriores e medições transversais no seu valor máximo.

No caso das aquisições sequenciais, o comprimento irradiado foi obtido pelo produto do número de cortes pela espessura de corte, uma vez que, nos casos analisados, o valor da espessura de corte igualava o incremento da mesa. Nas aquisições helicoidais, o comprimento irradiado foi calculado a partir do *Dose Report* final de cada exame.

## 12.9. Procedimento para o estudo dos casos pediátricos

A população pediátrica foi constituída por pacientes incluídos na população total deste trabalho, e foi sujeita ao mesmo processo de amostragem da população total. A população pediátrica foi selecionada a partir da população total através da filtragem de dados e acordo com a idade aquando da realização do exame de TC <sup>(23)</sup>. Foram considerados pediátricos todos os pacientes com idade inferior ou igual a 15 anos aquando da realização do exame, tendo como referência os dados das Nações Unidas (UNSCEAR, 2010). Nos casos pediátricos, adoptaram-se as faixas etárias definidas noutros estudos (SHRIMPTON, 2006; SHRIMPTON, 2000) – inferior ou igual a 1 ano de idade; entre os 2 e os 5 anos de idade; entre os 6 e os 10 anos de idade; e entre os 11 e os 16 anos de idade.

De acordo com as Nações Unidas (UNSCEAR, 2010), a percentagem mundial média de exames pediátricos de TC é de 7% (Tabela 4.3). Assim, neste trabalho optou-se por analisar apenas os casos de exames pediátricos de TC cuja percentagem, dentro de cada tipo de estudo, fosse igual ou superior à percentagem média mundial.

## 12.10. Procedimento para cálculo da dose efectiva

A dose efectiva foi calculada de acordo com a Equação 10. Nos indivíduos adultos teve-se como referência o valor do terceiro quartil do DLP do protocolo standard de cada tipo de exame (correspondente ao NRD local). Nos exames pediátricos foi calculada a partir do valor de DLP de cada caso pediátrico.

Em ambos os casos, utilizaram-se os coeficientes de conversão  $E_{DLP}$  sugeridos nas recomendações da Comissão Europeia (CE, 1999) de acordo com a região anatómica estudada (Tabela 6.1). Adicionalmente, nos casos pediátricos, a dose efectiva foi multiplicada pelo factor de conversão de dose efectiva no adulto para dose efectiva em pediatria ( $FC_{A \rightarrow P}$ ) (NRPB-SR250), como sugerido por Khursheed et al (Tabela 6.3), de modo a considerar a maior radiosensibilidade da população pediátrica.

---

<sup>(23)</sup> Não foi possível filtrar por idade ou faixa etária no PACS do CHTV os exames pediátricos de TC, por impossibilidade do sistema de arquivo, mesmo após o contacto com o serviço de informática do CHTV.

### **12.11. Aspectos éticos**

Durante o processo de recolha e tratamento de dados foi salvaguardada a identidade de todos os pacientes incluídos na amostra e não foi efectuada qualquer referência escrita neste trabalho que permitisse identificar os indivíduos.

Contudo, alguns dados que caracterizam cada indivíduo foram registados e tratados: o número de processo hospitalar e data de realização do exame, para salvaguardar a necessidade de rever o caso; e factores demográficos (idade, género e área transversal anatómica), para caracterização da amostra.

Precedendo o início dos trabalhos, foi obtida autorização local pela Direção Clínica do CHTV, sob a forma de resposta escrita ao requerimento <sup>(24)</sup> para acesso e recolha de dados de exames de TC do PACS do CHTV.

---

<sup>(24)</sup> Consultar *ANEXO E – Autorização de recolha de dados*

## 13. Apresentação dos Resultados

A amostra foi constituída por 382 indivíduos, respeitantes dos critérios de inclusão. Analisou-se a distribuição do número de casos pelo tipo de exame de TC e caracterizou-se a amostra quanto às variáveis demográficas recolhidas. Mais adiante, avaliou-se a relação teórica entre os parâmetros técnicos de aquisição e os descritores de dose, definiu-se o protocolo standard de cada tipo de exame de TC e averiguou-se o nível de adequação às recomendações internacionais.

### 13.1. Tipos de exame de TC

Foram recolhidos dados de dez tipos de exame de TC, listados no Gráfico 13.1. A TC do tórax registou a maior frequência absoluta de casos (n=60), seguida pela TC crânio-encefálica (n=58) e pela TC do abdómen e pélvis (n=58). O menor número de casos foi observado na Angio-TC do encéfalo (n=2), seguida pela TC da pélvis (n=7) e pela Angio-TC do tórax (n=13).

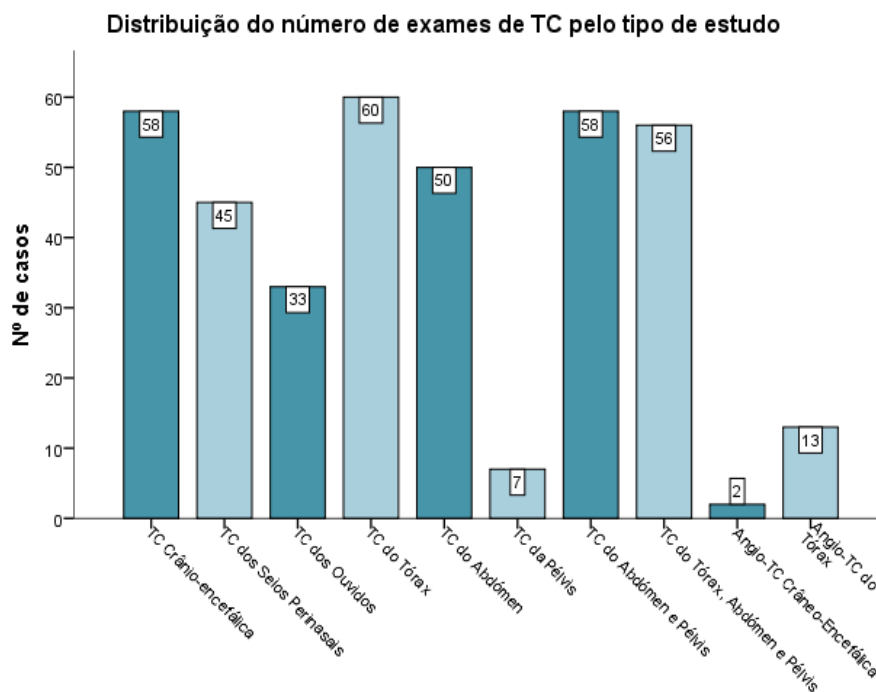
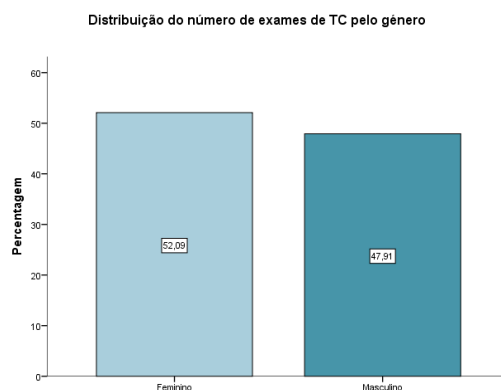


Gráfico 13.1 - Distribuição do número de exames de TC pelo tipo de estudo.

## 13.2. Caracterização das variáveis demográficas da amostra

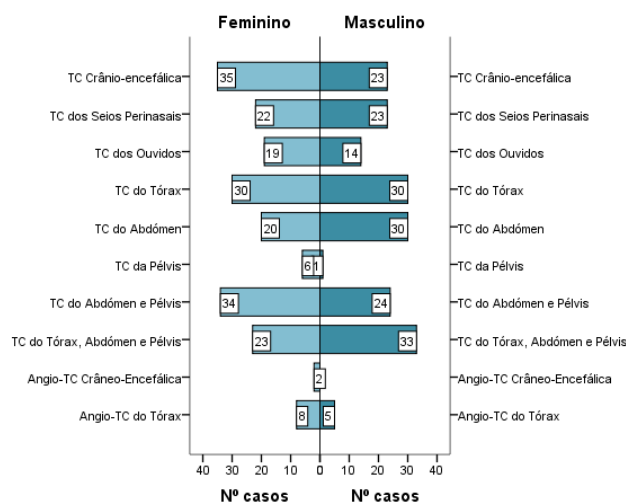
A amostra foi caracterizada quanto às características demográficas: género, idade aquando da realização do exame de TC e área transversal anatómica (diâmetro efectivo) estimada para cada tipo de exame. Da totalidade dos dados recolhidos, 199 pertenciam ao género feminino e 183 a indivíduos do género masculino. Verificou-se uma diferença percentual entre géneros de 4,18% (Figura 13.1).



**Figura 13.1 - Distribuição da percentagem do número total de exames de TC realizados entre os géneros feminino (52,09%) e masculino (47,91%).**

Entre os géneros, foi registada uma maior diferença do número de exames na TC crânio-encefálica ( $n_{\text{♀}}=35$ ;  $n_{\text{♂}}=23$ ) e na TC do abdómen e pélvis ( $n_{\text{♀}}=34$ ;  $n_{\text{♂}}=24$ ), com maior influência do género feminino; e na TC do abdómen ( $n_{\text{♀}}=20$ ;  $n_{\text{♂}}=30$ ) e na TC tórax, abdómen e pélvis ( $n_{\text{♀}}=23$ ;  $n_{\text{♂}}=33$ ), com dominância do género masculino (Gráfico 13.2).

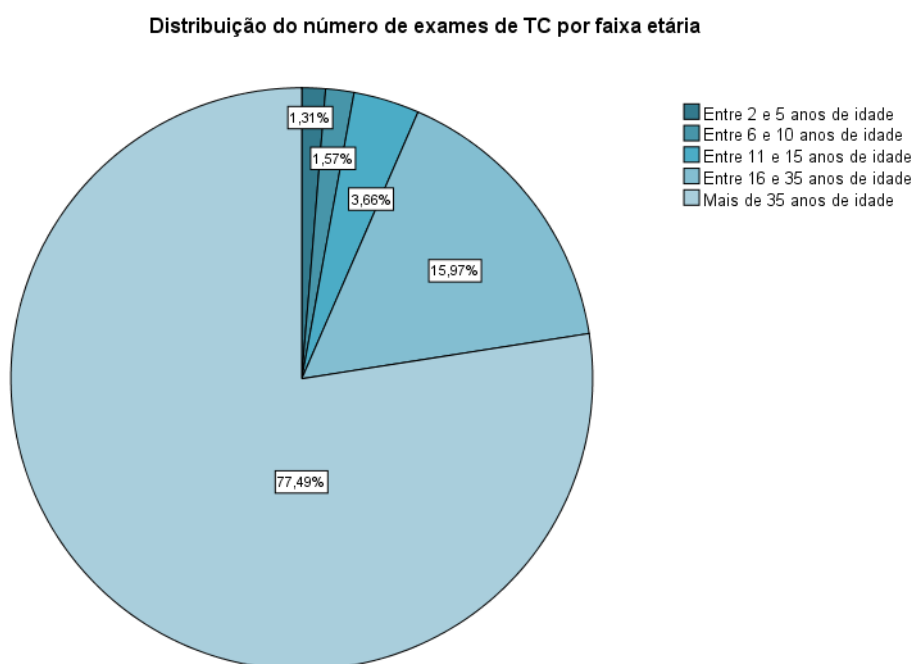
**Distribuição do número de exames pelo tipo de estudo por TC e pelo género**



**Gráfico 13.2 – Distribuição do número de exames, por género, do tipo de exame de TC.**

O intervalo de valores relativos à idade aquando da realização do exame encontraram-se distribuídos entre os 4 e os 96 anos de idade e, com uma média de idades de aproximadamente 56 anos.

Consideraram-se indivíduos adultos todos os que possuem idade superior a 16 anos de idade à data da realização do exame. Os demais, foram considerados estudos pediátricos, e representativos de 6,54% do total da amostra. Não foram analisados dados de indivíduos com idade inferior a 2 anos por falta de elementos na amostra.



**Gráfico 13.3 - Distribuição do número total de exames de TC realizados pelas faixas etárias consideradas com elementos estatísticos: entre 2 e 5 anos de idade; entre 6 e 10 anos de idade; entre 11 e 15 anos de idade; entre 16 e 35 anos de idade; e mais de 35 anos de idade.**

A distribuição etária diferiu consoante o tipo de exame de TC estudado. Da análise do Gráfico 13.4 e da Tabela 13.1, constatou-se o registo de indivíduos com maior idade à data de realização do exame na TC do tórax (96 anos), na TC crânio-encefálica (96 anos), na TC do abdómen (94 anos) e na TC do abdómen e pélvis (94 anos). Também nestes últimos três tipos de exame de TC, e em conjunto com a TC SPN e a TC dos ouvidos, foram registadas as menores idades (com 4, 7, 11, 7 e 5 anos, respectivamente).

Na análise da concentração das idades aquando da realização dos vários exames de TC verificaram-se significativas dissemelhanças entre as idades máximas, mínimas e os quartis entre os diversos tipos de exames de TC analisados (Tabela 13.1).

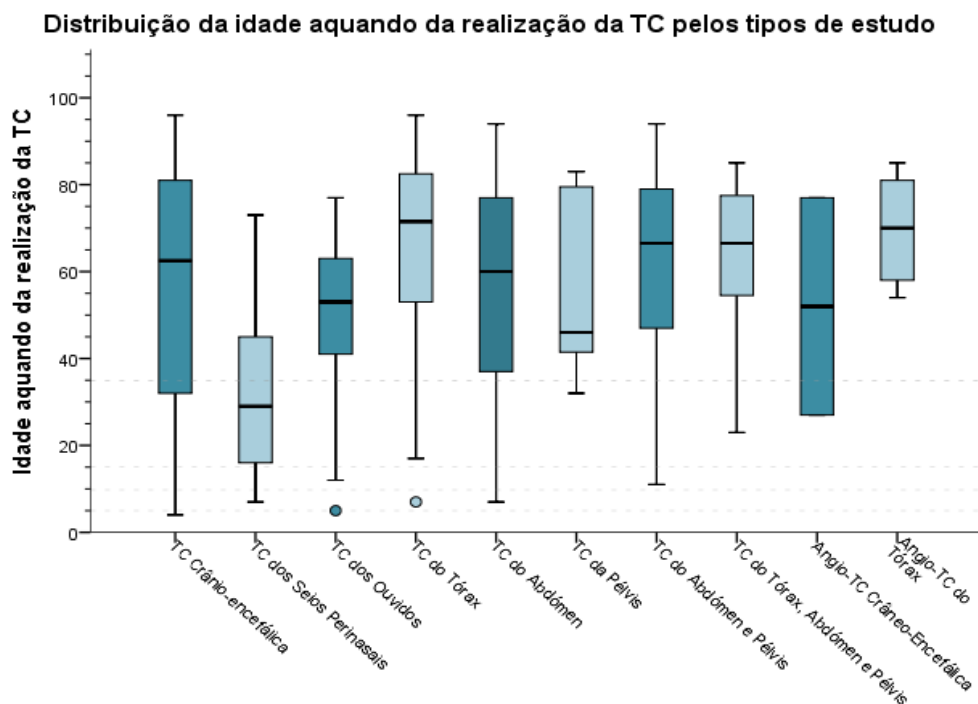


Gráfico 13.4 - Distribuição da idade em quartis aquando da exposição pelos tipos de estudo de TC.

Tabela 13.1 – Caracterização etária da amostra por quartis (Q), para cada tipo de estudo de TC (valores em anos). N representa o número de casos para cada tipo de estudo.

	TC CE	TC SPN	TC Ouv	TC TX	TC Abd	TC Pel	TC AP	TC TAP	Angio TC CE	Angio TC TX
<b>N</b>	58	45	33	60	50	7	58	56	2	13
<b>Máximo</b>	<b>96</b>	<b>73</b>	<b>77</b>	<b>96</b>	<b>94</b>	<b>83</b>	<b>94</b>	<b>85</b>	<b>77</b>	<b>85</b>
[Max - 3°Q]	15	23,5	13,5	13,25	17	1	15	7,25	0	4
<b>3°Q</b>	<b>81</b>	<b>49,5</b>	<b>63,5</b>	<b>82,75</b>	<b>77</b>	<b>82</b>	<b>79</b>	<b>77,75</b>	<b>77</b>	<b>81</b>
[3°Q - 2°Q]	18,5	20,5	10,5	11,25	17	36	12,5	11,25	25	11
<b>2°Q</b>	<b>62,5</b>	<b>29</b>	<b>53</b>	<b>71,5</b>	<b>60</b>	<b>46</b>	<b>66,5</b>	<b>66,5</b>	<b>52</b>	<b>70</b>
[2°Q - 1°Q]	31	13,5	14,5	19,5	23,25	6	20	13,75	25	14
<b>1°Q</b>	<b>31,5</b>	<b>15,5</b>	<b>38,5</b>	<b>52</b>	<b>36,75</b>	<b>40</b>	<b>46,5</b>	<b>52,75</b>	<b>27</b>	<b>56</b>
[1°Q - Min]	27,5	8,5	33,5	45	29,75	8	35,5	29,75	0	2
<b>Mínimo</b>	<b>4</b>	<b>7</b>	<b>5</b>	<b>7</b>	<b>7</b>	<b>32</b>	<b>11</b>	<b>23</b>	<b>27</b>	<b>54</b>
[Max - Min]	92	66	72	89	87	51	83	62	50	31

A TC crânio-encefálica, a TC do Tórax, a TC do abdómen e a TC do abdómen e pélvis foram os exames onde se observou uma maior amplitude etária dos pacientes à data da realização do exame (92, 89, 87 e 83 anos, respectivamente). Na TC crânio-encefálica, a maior concentração de idades verificou-se entre o valor máximo (96 anos) e o valor do 3º quartil (81 anos). Já no caso da TC do tórax, a maior concentração de idades foi constatada no intervalo entre o 3º e o 2º quartil (82,75 e 71,5 anos, respectivamente), seguida pelo intervalo entre o máximo (96 anos) e o 3º quartil (82,75 anos). Na TC do abdómen, observou-se uma igual concentração de idades entre a idade máxima (94 anos) e o 3º quartil (77 anos) e entre o 3º e o 2º quartil (77 e 60 anos, respectivamente). Em qualquer um destes quatro tipos de exames de TC, verificou-se uma maior concentração das idades dos pacientes acima do 2º quartil; o que, pela análise do Gráfico 13.4, nos indicou que metade dos casos correspondeu a exames de pacientes com idades acima dos 62,5; 71,5; 66,5 e 60 anos à data da realização do exame de TC, respectivamente.

No caso da TC do tórax, abdómen e pélvis, verificou-se uma crescente concentração do número de observações com o aumento da idade aquando da realização do exame, com uma maior concentração dos dados entre o 3º quartil (77,75 anos) e o valor máximo registado (85 anos), e com menor número de observações entre o valor mínimo (23 anos) e o 1º quartil (52,75 anos).

Já no caso da TC dos ouvidos, registaram-se mais casos entre os 53 e os 63,5 anos de idade, correspondente ao intervalo entre o 2º e o 3º quartil. O menor número de observações foi verificado entre o valor mínimo (5 anos) e o 1º quartil (38,5 anos).

A TC dos seios perinasais registou uma amplitude de 66 anos entre o valor máximo e mínimo. Ao contrário dos demais tipos de exame de TC analisados, neste caso, o maior número de observações registadas foi aumentado com a diminuição da idade. Registou-se uma maior condensação de observações entre o valor mínimo (7 anos) e o 1º quartil (15,5 anos), seguido pelo intervalo entre o 1º e o 2º quartil (15,5 e 29 anos, respectivamente). A maior dispersão de dados, quando analisada apenas a idade aquando da realização o exame de TC, foi constada entre o 3º quartil (49,5 anos) e o valor máximo (73 anos).

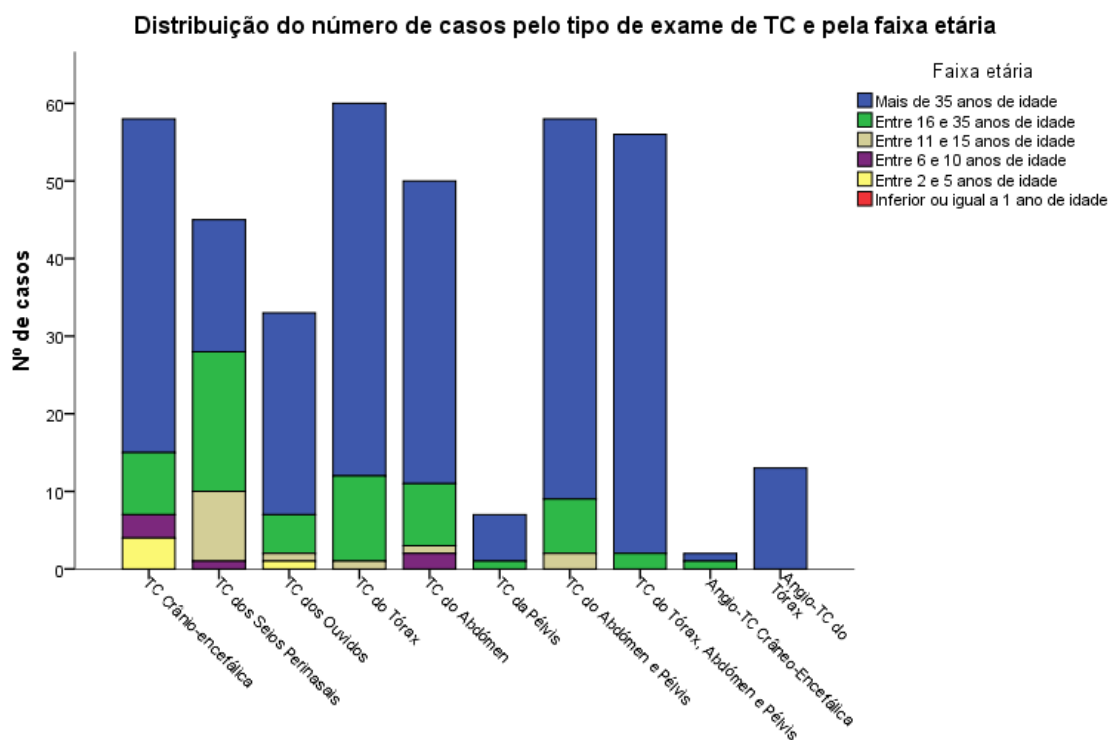
Na Angio-TC do tórax verificou-se a menor diferença entre o valor máximo e o valor mínimo registada em todos os exames de TC, correspondente a 33 anos. Verificou-se uma convergência dos dados entre o valor mínimo (54 anos) e o 1º quartil (56 anos) e, entre o 3º quartil (81 anos) e o valor máximo observado (85anos). Contudo, para este caso, há que tomar atenção em qualquer conclusão devido ao reduzido número de casos observados (n=13) na amostra. Não

foram analisados os exames de TC da pélvis e Angio-TC do encéfalo devido ao reduzido número de observações.

Na sequência do descrito nos parágrafos anteriores, verificou-se que a mediana do valor da idade variou para cada tipo de estudo. Foram observados os menores valores na TC dos seios perinasais (29 anos) e na TC dos ouvidos (53 anos), seguidas pela TC do abdómen (60 anos); e registaram-se os valores mais elevados na Angio-TC do tórax (70 anos) e na TC tórax (71,5 anos).

É de notar que apenas no caso da TC dos seios perinasais, para além do valor do 2º quartil mais baixo de todos os estudos da amostra, o valor da idade correspondente ao 1º quartil foi registado abaixo dos 16 anos, coincidente com as várias faixas etárias da população pediátrica.

Na análise da distribuição do número de casos pelas faixas etárias (previamente definidas), constataram-se significativas diferenças entre os tipos de estudos de TC (Gráfico 13.5). Com a exceção da Angio-TC do tórax, todos os tipos de estudos foram realizados nas faixas etárias definidas acima dos 16 anos de idade (população adulta).



**Gráfico 13.5 – Distribuição das faixas etárias predefinidas por tipo de estudo de TC.**

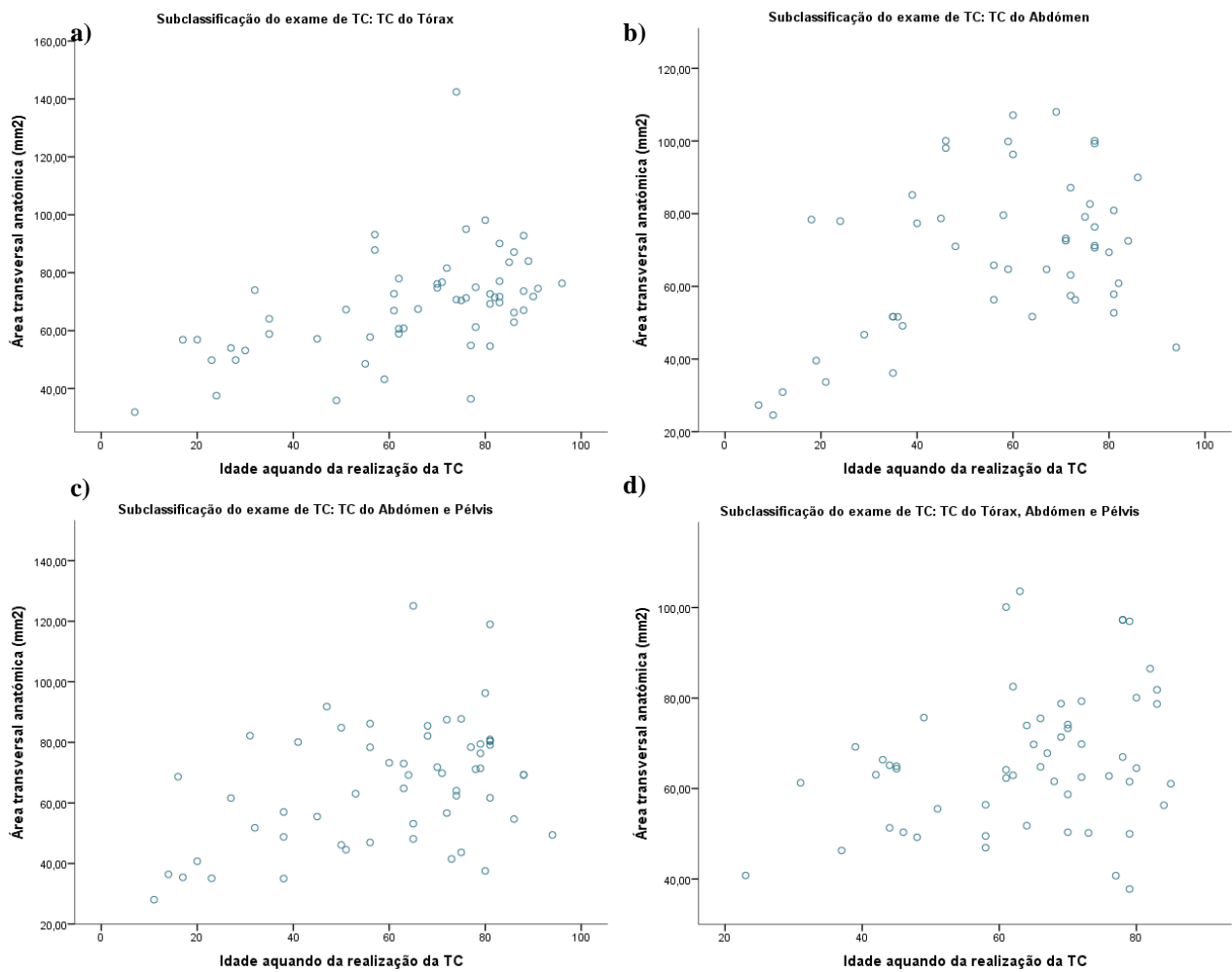
A distribuição dos exames de TC da população pediátrica varia de acordo com o exame de TC. O exame onde foi registada a maior percentagem de casos pediátricos foi a TC dos Seios Perinasais (22,22%), seguido pela TC crânio-encefálica (12,07%), pela TC dos Ouvidos (6,06%), pela TC do Abdómen (6,0%) e pela TC do Abdómen e Pélvis (3,45%) (Tabela 13.2). Nos restantes tipos de exames, a totalidade dos dados recolhidos referiram-se a estudos efectuados apenas na população adulta (Tabela 13.2).

**Tabela 13.2 – Distribuição do número de casos de cada exame de TC pelas faixas etárias predefinidas e ponderação percentual dos casos na amostra de indivíduos pediátricos e na amostra de indivíduos adultos.**

Exame de TC	Faixa etária					Total	% TC pediátrico	% TC adulto
	[2-5]	[6-10]	[11-15]	[16-35]	> 35			
TC Crânio-encefálica	4	3	0	8	43	58	12,07	87,93
Angio-TC Crânio-Encefálica	0	0	0	1	1	2	0,00	100,00
TC dos Seios Perinasais	0	1	9	18	17	45	22,22	77,78
TC dos Ouvidos	1	0	1	5	26	33	6,06	93,94
TC do Tórax	0	0	1	11	48	60	1,67	98,33
Angio-TC do Tórax	0	0	0	0	13	13	0,00	100,00
TC do Tórax, Abdómen e Pélvis	0	0	0	2	54	56	0,00	100,00
TC do Abdómen	0	2	1	8	39	50	6,00	94,00
TC do Abdómen e Pélvis	0	0	2	7	49	58	3,45	96,55
TC da Pélvis	0	0	0	1	6	7	0,00	100,00
<b>TOTAL</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>14</b>	<b>61</b>	<b>296</b>	<b>382</b>	<b>6,54</b>	<b>93,46</b>

A área efectiva foi outro dos parâmetros demográficos analisados. Para cada um dos tipos de exames de TC de radiologia de corpo analisados, procurou-se a relação da área efectiva com a idade aquando da realização do exame. De um modo geral, verificou-se que a área efectiva aumentou, naturalmente, numa relação proporcional crescente com o aumento da idade aquando da realização da TC (Gráfico 13.6).

Foi na TC do tórax que esta relação foi mais evidente graficamente. Na TC do abdómen, na TC do abdómen e pélvis e na TC do tórax, abdómen e pélvis verificou-se esta tendência, embora a dispersão dos dados aumente com o aumento da idade aquando da realização do exame.



**Gráfico 13.6 – Variação da área efectiva em função da idade aquando da realização do exame de TC para a (a) TC do tórax, (b), TC do abdómen, (c) TC do abdómen e pélvis e (d) TC do tórax, abdómen e pélvis.**

### 13.3. Caracterização dos protocolos de exame

#### 13.3.1. TC Crânio-Encefálica

Do total de 59 casos válidos de exames de TC CE, constatou-se que em 11,9% (n=7) dos casos as imagens foram adquiridas em modo helicoidal, recorrendo apenas a uma série de aquisição. Os demais foram adquiridos em modo sequencial. Dos exames adquiridos em modo sequencial, 28,8% (n=15) corresponderam a exames com uma série e 71,2% (n=37) a exames com duas séries de imagens. Não foram registados exames de TC com mais do que duas séries de exame. Para cada um deles, o número de casos encontra-se evidenciado na Tabela 13.3.

**Tabela 13.3 – Distribuição do número de casos de exames de TC CE pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	7	0	0	0
<b>Sequencial</b>	15	37	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

Dos 37 casos (Tabela 13.3) correspondentes a exames de TC CE com duas séries de exames adquiridas em modo sequencial, ponderaram-se os valores de tensão possíveis neste equipamento. Verificou-se que destes, quer na série 1 quer na série 2 foi utilizado como referência uma tensão igual a 140kVp (Tabela 13.4 e Tabela 13.5).

**Tabela 13.4 - Distribuição percentual e do número de casos da série 1 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>140</b>	37	100,0	100,0
	<b>Total</b>	37	100,0	

**Tabela 13.5 - Distribuição percentual e do número de casos da série 2 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>140</b>	37	100,0	100,0
	<b>Total</b>	37	100,0	

Filtraram-se, então, os 37 exames de TC de acordo com a corrente utilizada na realização do exame. Concluiu-se que na primeira série foi utilizada uma corrente de 380 mA em 97,3% dos casos (n=36) (Tabela 13.6); Destes, o valor mais comumente utilizado na segunda série correspondeu a um output de corrente de 380 mA, com 77,8% dos casos (n=28) (Tabela 13.7). É de notar que os valores de corrente foram fixos durante cada série de aquisição (Gráfico 13.7 e Gráfico 13.8)

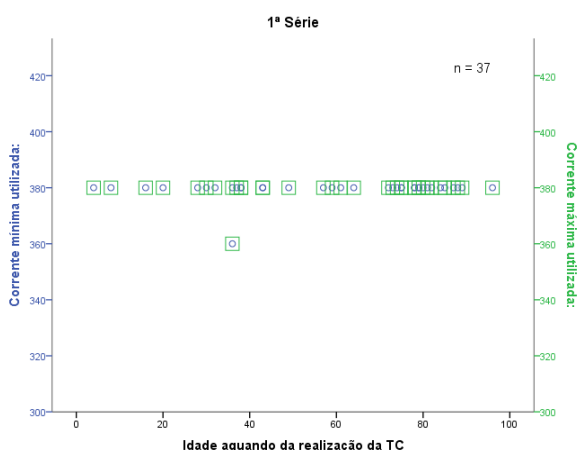
**Tabela 13.6 - Distribuição percentual e do número de casos da série 1 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140kV, pelos valores de corrente registrados.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
Corrente (mA) S1	360	1	2,7	2,7
	380	36	97,3	100,0
	<b>Total</b>	37	100,0	

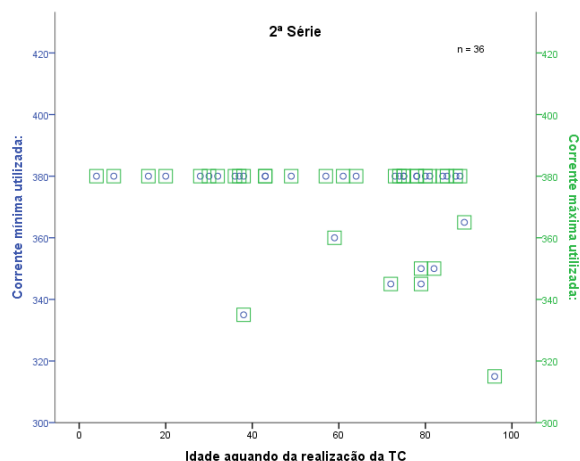
**Tabela 13.7 - Distribuição percentual e do número de casos da série 2 de exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140kV, pelos valores de corrente registrados.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
Corrente (mA) S2	315	1	2,8	2,8
	335	1	2,8	5,6
	345	2	5,6	11,1
	350	2	5,6	16,7
	360	1	2,8	19,4
	365	1	2,8	22,2
	380	28	77,8	100,0
<b>Total</b>	36	100,0		

Dos 28 casos respeitantes das condições até agora estabelecidas para o protocolo, constatou-se ter havido uma coincidência entre o valor mínimo e o valor máximo de corrente aplicada em todos os casos. Tal encontra-se demonstrado graficamente (gráfico 13.8), onde o valor mínimo da corrente iguala o valor máximo para cada caso.



**Gráfico 13.7 – Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140 kV.**



**Gráfico 13.8 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC CE adquiridos em modo sequencial, em duas séries, com uma tensão de 140 kV.**

Nos 28 casos que definem o protocolo tipo do exame de TC CE, adquiridos em modo sequencial, verificou-se uma constância no número de imagens por série (Tabela 13.8). A série 1 foi caracterizada por um número de imagens compreendido entre 16 e 36 e por uma moda de 24, 28 e 32 imagens. A série 2 foi caracterizada por intervalo entre as 10 e as 21 imagens adquiridas e por uma moda de 16 imagens. Foi verificado o mesmo intervalo do número de imagens por série nos 37 casos adquiridos em modo sequencial em duas séries (Tabela 13.9).

**Tabela 13.8 – Caracterização do número de cortes adquiridos para cada uma das séries da TC crânio-encefálica. Dados relativos ao número de casos representativos do protocolo tipo (N=28).**

	N	Mínimo	Máximo	Média	Moda	Desvio Padrão
Nº cortes - Série 1	28	16	36	27,00	24; 28; 32	5,178
Nº cortes - Série 2	28	10	21	15,75	16	2,876

**Tabela 13.9 - Caracterização do número de cortes adquiridos para cada uma das séries da TC crânio-encefálica. Dados relativos ao número total de casos adquiridos em modo sequencial (N=37).**

	N	Mínimo	Máximo	Média	Moda	Desvio Padrão
Nº cortes - Série 1	37	16	36	26,05	20; 24	5,217
Nº cortes - Série 2	37	10	21	16,08	16	2,812

Uma vez que todos os outros parâmetros técnicos permaneceram constantes na totalidade dos exames, delineou-se o protocolo standard utilizado nos exames de TC CE com duas séries de aquisição, evidenciado na Tabela 13.10. Note-se que este procedimento é representativo de 75,7% (n=28) do total de exames de TC CE da amostra no período de recolha de dados.

**Tabela 13.10 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC CE.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	2
<b>Tipo de aquisição</b>	Sequencial
<b>Tensão</b>	140 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Não
<b>Corrente (valor fixo)</b>	380 mA
<b>S FOV</b>	25 cm
<b>Tempo de rotação</b>	2,0 s
<b>Velocidade de rotação</b>	4 imagens/rotação <sup>(a)</sup> 2 imagens/torção <sup>(b)</sup>
<b>Colimação do feixe</b>	10 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 0.625 mm
<b>Nº de cortes (média)</b>	27 <sup>(a)</sup> ; 16 <sup>(b)</sup>
<b>Incremento</b>	2,5 mm <sup>(a)</sup> ; 5,0 mm <sup>(b)</sup>

Salvo indicado, os dados são referentes a ambas as séries;

<sup>a</sup> Valores representativos da série 1

<sup>b</sup> Valores representativos da série 2

### 13.3.2. TC dos Seios Perinasais

Do total dos 45 exames de TC SPN recolhidos, 97,8% dos casos (n=44) foram adquiridos em modo helicoidal, e numa única série de aquisição (Tabela 13.11).

**Tabela 13.11 - Distribuição do número de casos de exames de TC SPN pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	44	1	0	0
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

Nos 44 casos restantes, verificou-se alguma diversidade no valor de tensão utilizado. Foram utilizadas tensões entre os 100 e os 140 kV, sendo 120kV o valor de tensão mais comumente utilizado (75,0%) (Tabela 13.12).

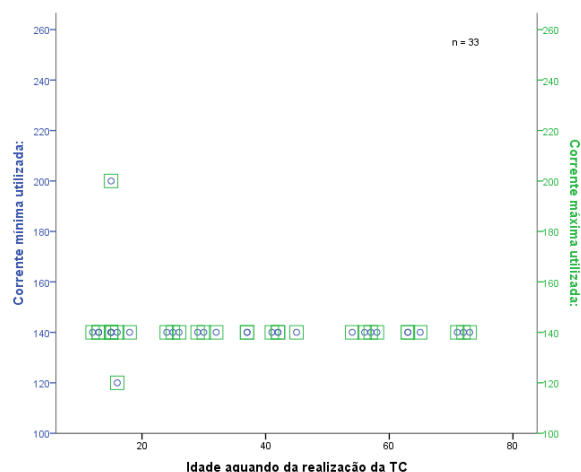
**Tabela 13.12 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>100</b>	7	15,9	15,9
	<b>120</b>	33	75,0	90,9
	<b>140</b>	4	9,1	100,0
	<b>Total</b>	44	100,0	

Dos 33 casos representativos de uma única aquisição em modo helicoidal e com uma tensão de 120 kV, constatou-se não existir variação entre o valor de corrente mínimo e máximo (Gráfico 13.9), encontrando-se fixo em 140 mA em 93,9% dos casos (n=31) (Tabela 13.13).

**Tabela 13.13 - Distribuição percentual e do número de casos de exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120kV, pelos valores de corrente registados.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Corrente (mA)</b>	<b>120</b>	1	3,0	3,0
	<b>140</b>	31	93,9	97,0
	<b>200</b>	1	3,0	100,0
	<b>Total</b>	33	100,0	



**Gráfico 13.9 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC SPN adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV.**

Tendo os restantes parâmetros técnicos estudados sido iguais em todas as observações, foi definido o protocolo tipo da TC dos seios perinasais de acordo com a Tabela 13.14. Note-se que este protocolo tipo foi representativo de 68,9% do total das observações de exames de TC dos seios perinasais.

**Tabela 13.14 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC SPN.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Não
<b>Corrente (valor fixo)</b>	140 mA
<b>S FOV</b>	Head
<b>Tempo de rotação</b>	0,8 s
<b>Velocidade de rotação</b>	5,62 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	10,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 0,625
<b>Pitch</b>	0,562:1

### 13.3.3. TC dos Ouvidos

Registou-se um total de 33 exames de TC OUV, cujas imagens foram adquiridas em modo helicoidal numa única série de aquisição (Tabela 13.6). Em 97,0 % dos casos (n=32) foi utilizado o valor de tensão máximo do equipamento de TC, 140kV (Tabela 13.7). O valor de corrente utilizado foi 300 mA em 75,0% destes 32 casos (n=24).

**Tabela 13.15 - Distribuição do número de casos de exames de TC OUV pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	33	0	0	0
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

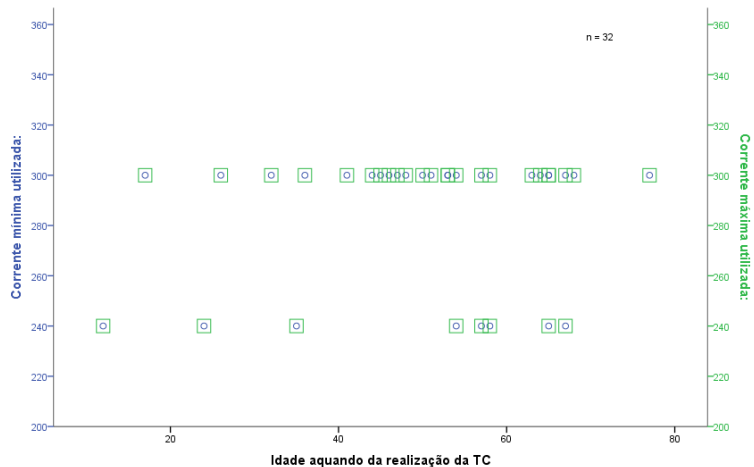
**Tabela 13.16 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>120</b>	1	3,0	3,0
	<b>140</b>	32	97,0	100,0
<b>Total</b>		33	100,0	

**Tabela 13.17 - Distribuição percentual e do número de casos de exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 140kV, pelos valores de corrente registados.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Corrente (mA)</b>	<b>240</b>	8	25,0	25,0
	<b>300</b>	24	75,0	100,0
<b>Total</b>		32	100,0	

O valor mínimo de corrente igualou o valor máximo de corrente utilizada na realização do exame para os 32 casos em que se registou uma tensão de 140 kV. Em 25% destes casos, houve uma diminuição do valor da corrente sem aparente relação com o factor idade dos indivíduos estudados (Gráfico 13.10).



**Gráfico 13.10 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, nos exames de TC OUV adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 140 kV.**

Do total dos 33 exames de TC OUV analisados, 72,7% (n=24) são representativos de uma série de condições técnicas que definem o protocolo standard deste tipo de estudo (Tabela 13.18).

**Tabela 13.18 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC OUV.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	140 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Não
<b>Corrente (valor fixo)</b>	300 mA
<b>S FOV</b>	Head
<b>Tempo de rotação</b>	1,0 s
<b>Velocidade de rotação</b>	5,62 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	10,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 0,625
<b>Pitch</b>	0,562:1

### 13.3.4. TC do Tórax

Foram registados 60 exames de TC do tórax, tendo todos sido adquiridos em modo helicoidal. Em 96,7% dos casos (n=58) o exame consistiu numa série de aquisição única (Tabela 13.19). Destes, constatou-se que o valor de tensão aplicada à ampola mais frequentemente utilizado foi de 120 kV, tendo sido representativo de 96,6% (n=56) dos estudos do tórax. Apenas se registaram dois casos em que a tensão foi diferente de 120 kV (Tabela 13.20).

**Tabela 13.19 - Distribuição do número de casos de exames de TC TX pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

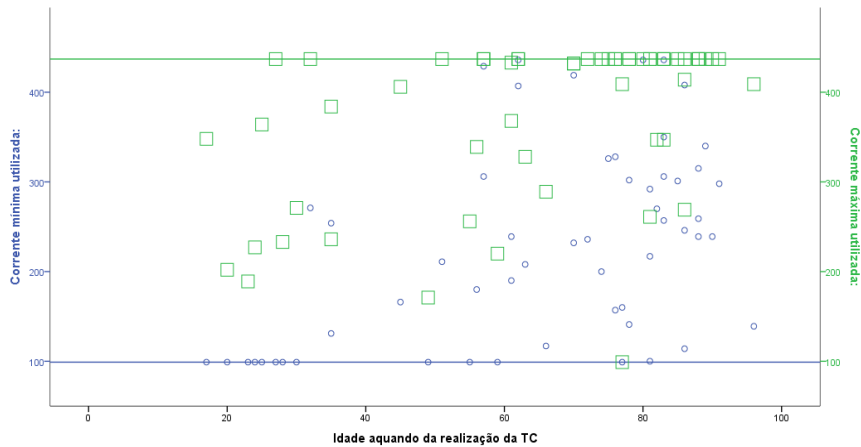
	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	58	0	2	0
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

**Tabela 13.20 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC TX adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

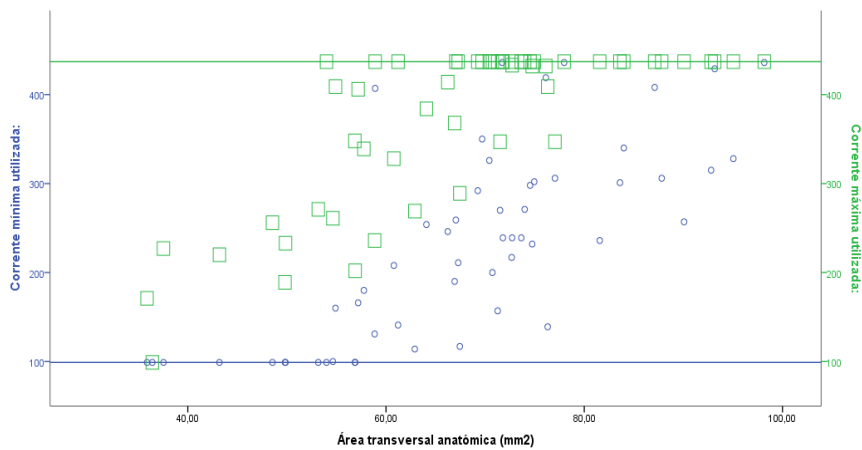
		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV) S1</b>	<b>100</b>	1	1,7	1,7
	<b>120</b>	56	96,6	98,3
	<b>140</b>	1	1,7	100,0
	<b>Total</b>	58	100,0	

Ao contrário do sucedido nos tipos de exames de TC até agora analisados, constatou-se uma diferença entre o valor de corrente máximo e o valor de corrente mínima nos 56 exames de TC TX até agora filtrados. Graficamente é mais evidente um aumento da corrente mínima com o aumento da idade (Gráfico 13.11) e existe um aparente aumento dos valores de corrente mínima e máxima com o aumento da área anatómica transversal (Gráfico 13.12).

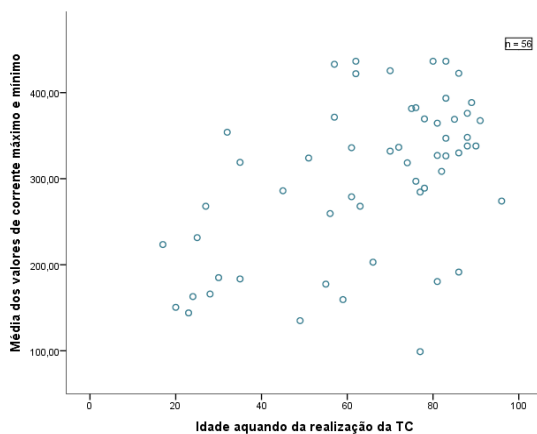
Da análise do Gráfico 13.13 e do Gráfico 13.14 observou-se uma maior dispersão de dados quando avaliada a relação entre a variação da média da corrente com a idade e, uma tendência crescente do aumento da média corrente com o aumento da área transversal anatómica. Note-se que a média da corrente aqui abordada não representa a média de todos os valores de corrente durante o exame, mas a média da corrente máxima e corrente mínima registadas na base de dados.



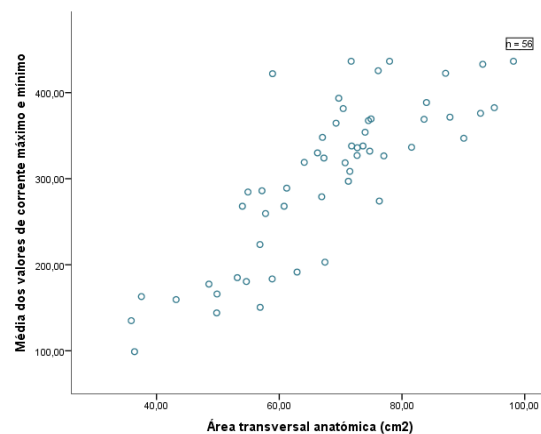
**Gráfico 13.11 –** Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC TX, adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).



**Gráfico 13.12 -** Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC TX adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).



**Gráfico 13.13 -** Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC TX caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv.



**Gráfico 13.14 -** Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada cas, consoante a área efectiva, para os exames de TC TX caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV.

Foi observada uma ampla distribuição quer dos valores de corrente mínima, quer dos valores de corrente máxima utilizados durante cada exame de TC TX, compreendida entre o output mínimo e output máximo do equipamento de TC (Tabela 13.21). A corrente máxima registada foi de 437 mA para 50% dos casos (n=28) e apresentou uma média de 373,55 mA. A corrente mínima registada foi de 99 mA para 21,4% (n=12) dos casos, tendo-se verificado uma média de 228,50 mA (Tabela 13.21). A maior diferença entre o valor da corrente máxima e o valor da corrente mínima foi de 338 mA e a menor amplitude de valores ocorreu quando a corrente máxima igualou a corrente mínima.

**Tabela 13.21 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC TX adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.**

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
<b>Corrente mínima</b>	56	99	436	228,50	108,68
<b>Corrente máxima</b>	56	99	437	373,55	90,71
<b>Média da corrente</b>	56	99,00	436,50	301,03	91,45

Assim sendo, uma vez que todos os outros parâmetros se mantiveram inalteráveis entre observações, definiu-se que o protocolo standard para os exames de TC do tórax, no período de recolha de dados, de acordo com a Tabela 13.22. Estes dados foram representativos de 93,3% dos casos da amostra.

**Tabela 13.22 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC TX.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Sim
<b>Corrente (valor médio)</b>	301,03 mA
<b>S FOV</b>	<i>Large</i>
<b>Tempo de rotação</b>	0,7 s
<b>Velocidade de rotação</b>	27,50 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	20,0
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 1.25 mm
<b>Pitch</b>	1,375:1

### 13.3.5. TC do Abdómen

Todos os exames de TC do abdómen foram realizados em modo helicoidal de aquisição. Do total de 50 casos observados, 46,0% (n=23) corresponderam a exames realizados numa série de exame única, 26,0% (n=13) em duas série de exame, 24,0% em três séries de exame (n=12) e apenas 4,0% (n=2) dos exames foram realizados recorrendo a quatro séries de exame.

**Tabela 13.23 - Distribuição do número de casos de exames de TC ABD pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	23	13	12	2
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

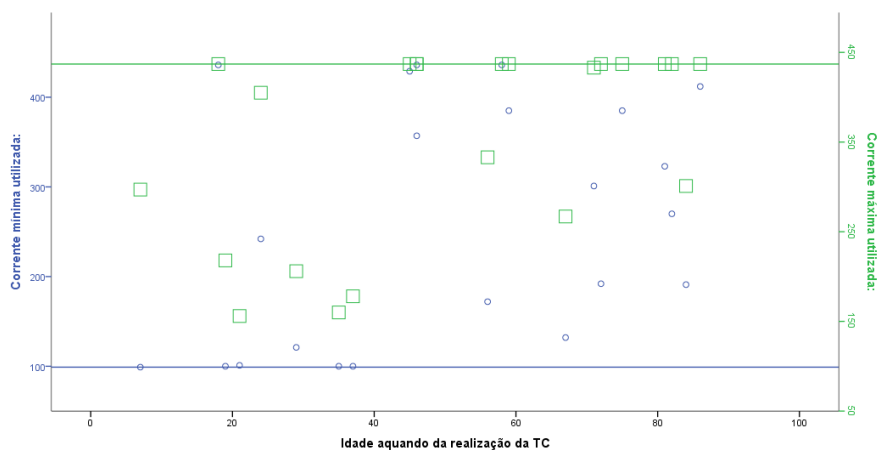
Registaram-se 23 casos de exame de TC ABD com uma série de aquisição. Em 95,7% (n=22) destes casos os exames foram efectuados com uma tensão igual a 120 kV. Em apenas um caso se recorreu à tensão máxima do equipamento de TC.

**Tabela 13.24 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

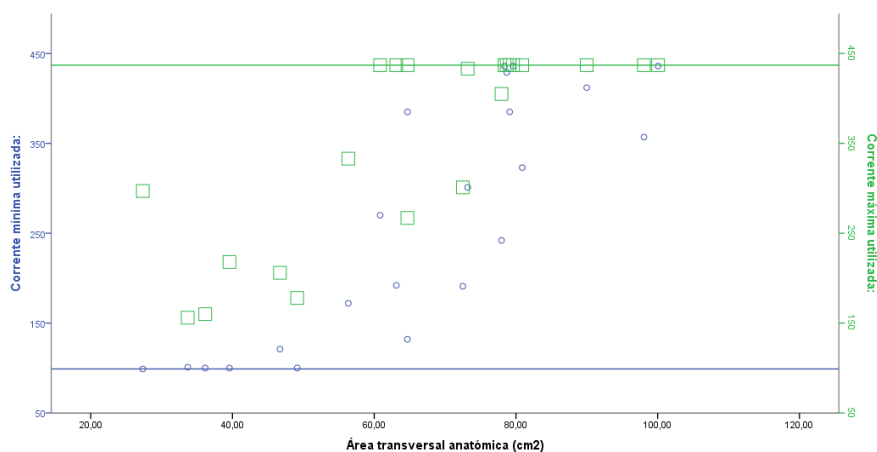
		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>120</b>	22	95,7	95,7
	<b>140</b>	1	4,3	100,0
<b>Total</b>		23	100,0	

Verificou-se ter existido uma diferença entre a corrente máxima e a corrente mínima nos 22 exames de TC ABD que haviam respeitado os mesmos valores dos parâmetros técnicos. A análise do Gráfico 13.15 não sugere a existência de alguma relação entre a idade e a corrente, reafirmada pela mesma conclusão aquando da análise do Gráfico 13.17.

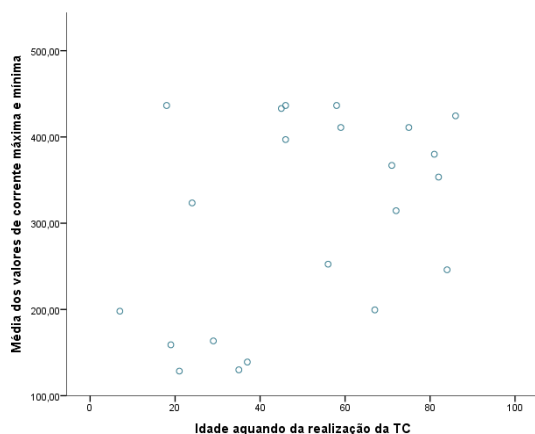
Por sua vez, é aparente um aumento da corrente mínima e máxima com o aumento da área anatómica transversal (Gráfico 13.16). O Gráfico 13.18 corrobora esta relação de proporcionalidade entre a média da corrente e a área transversal.



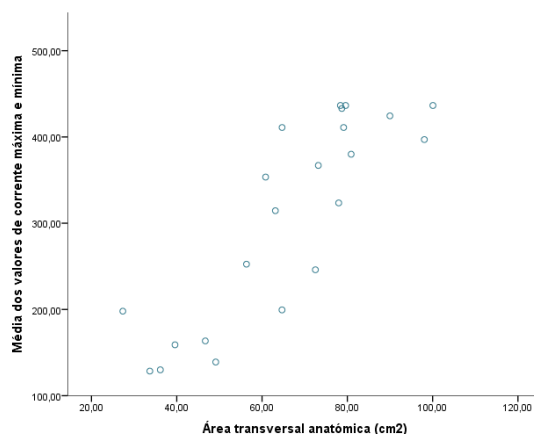
**Gráfico 13.15 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**



**Gráfico 13.16 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**



**Gráfico 13.17 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv.**



**Gráfico 13.18 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a área efectiva, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV.**

No total desta subamostra de exames de TC ABD (n=22), a corrente mínima variou entre 99 mA e 436 mA. Em 50% destes casos a corrente máxima atingiu os 437 mA, e variou até aos 156 mA. Em média os valores variaram entre os 128,5 mA e os 436,50 mA (Tabela 13.25).

**Tabela 13.25 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC ABD adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.**

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
<b>Corrente mínima</b>	22	99	436	260,00	133,12
<b>Corrente máxima</b>	22	156	437	352,77	108,42
<b>Média da corrente</b>	22	128,50	436,50	306,39	116,53

Tendo-se observado a repetibilidade dos valores dos restantes parâmetros técnicos estudados, chegou-se ao protocolo standard dos exames de TC ABD, para o período de recolha de dados (Tabela 13.26). Este protocolo foi representativo de 46,0% do total de casos registados para os exames de TC do abdómen.

**Tabela 13.26 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC ABD.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Sim
<b>Corrente (valor médio)</b>	306,39 mA
<b>S FOV</b>	<i>Large</i>
<b>Tempo de rotação</b>	0,8 s
<b>Velocidade de rotação</b>	27,50 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	20,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 1,25 mm
<b>Pitch</b>	1,375:1

### 13.3.6. TC do Abdómen e Pélvis

Observaram-se 58 casos válidos de exames de TC AP, todos adquiridos em modo helicoidal. Em 60,3% dos casos (n=35) o exame foi efectuado numa única série de aquisição e em 36,2% (n=21) dos casos em duas ou três séries de aquisição. Apenas duas observações corresponderam a quatro séries de aquisição (Tabela 13.27). Em todos os exames efectuados numa série de aquisição foi constado um valor de tensão igual a 120 kV (Tabela 13.28).

**Tabela 13.27 - Distribuição do número de casos de exames de TC AP pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

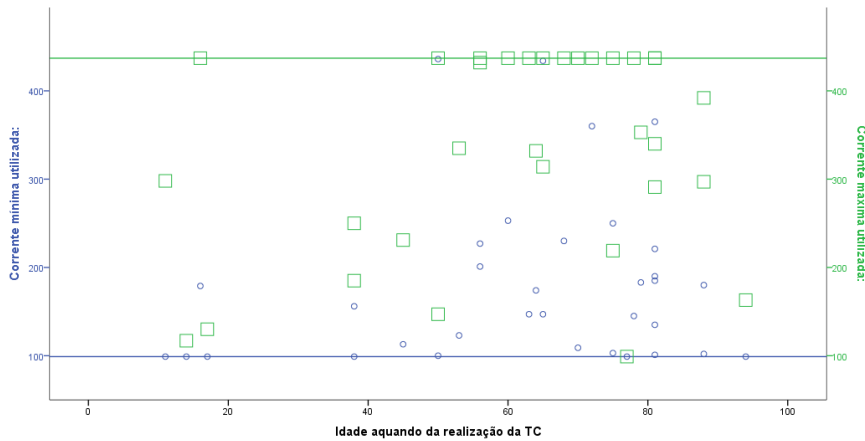
	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	35	11	10	2
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	0	0	0

**Tabela 13.28 - Distribuição percentual e do número de casos dos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

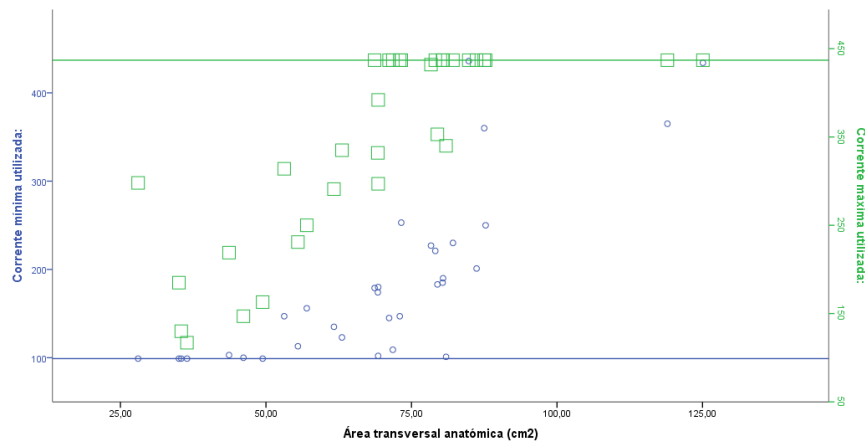
		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>120</b>	35	100,0	100,0
	<b>Total</b>	35	100,0	

Nos 35 exames de TC AP respeitantes das condições até agora estabelecidas (aquisição única e helicoidal com uma tensão de 120 kV) identificou-se existir uma diferença entre o valor de corrente máxima e o valor de corrente mínima, excepto num caso onde estes valores se igualaram e a diferença foi zero. Gráficamente é evidente uma dispersão dos dados quando relacionada a corrente máxima e mínima com a idade (Gráfico 13.19) e existe um aparente aumento quer da corrente mínima, quer da corrente máxima, com o aumento da área transversal anatómica (Gráfico 13.20).

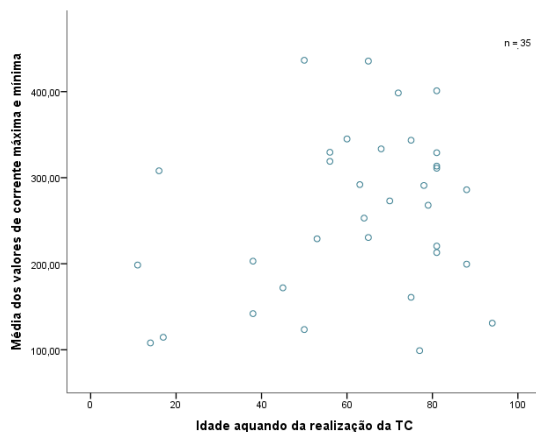
Uma tendência semelhante foi identificada quando relacionada a média da corrente máxima e mínima com a idade aquando da realização do exame e com a área transversal anatómica. Da análise do Gráfico 13.21 e do Gráfico 13.22, respectivamente, observou-se uma dispersão de dados quando avaliada a relação entre média da corrente e a idade e, uma distribuição de dados respeitante de uma tendência proporcional crescente entre a média da corrente e a área transversal anatómica.



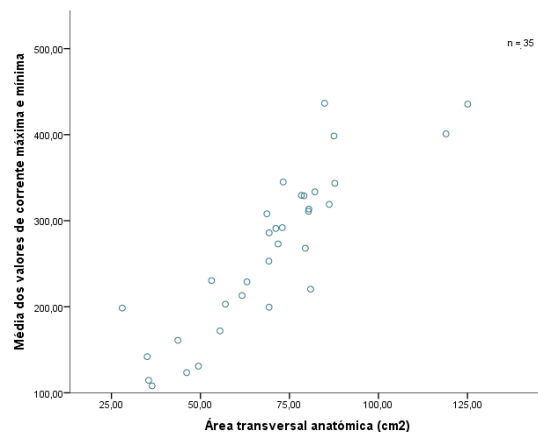
**Gráfico 13.19 -** Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados nos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).



**Gráfico 13.20 -** Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados nos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).



**Gráfico 13.21 -** Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade, para os exames de TC AP caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120Kv.



**Gráfico 13.22 -** Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso registado, consoante a área efectiva, para os exames de TC ABD caracterizados por aquisições helicoidais únicas com uma tensão de 120kV.

A maior diferença registada entre a corrente máxima e mínima, 328 mA, foi atingida no caso em que a corrente máxima foi de 437 mA e a mínima de 109 mA. A corrente mínima igualou o valor de output de corrente mínimo do equipamento em 17,1% (n=6) das observações. A corrente máxima igualou o valor de output de corrente máximo do equipamento em 42,9% (n=15) das observações.

**Tabela 13.29 - Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente dos exames de TC AP adquiridos em modo helicoidal, numa série, com tensão de 120 kV.**

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
<b>Corrente mínima</b>	35	99	436	178,94	93,97
<b>Corrente máxima</b>	35	99	437	338,91	113,77
<b>Média da corrente</b>	35	99,00	436,50	258,93	93,57

Uma vez analisados os parâmetros técnicos que variaram entre as várias observações de exames de TC do abdómen e pélvis, chegou-se ao protocolo standard utilizado durante o período de recolha de dados da Tabela 13.30. Estes dados foram representativos de 60,3% dos casos de TC do abdómen e pélvis analisados.

**Tabela 13.30 - Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo TC AP.**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Sim
<b>Corrente (valor médio)</b>	258,93 mA
<b>S FOV</b>	<i>Large</i>
<b>Tempo de rotação</b>	0,8 s
<b>Velocidade de rotação</b>	27,50 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	20,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 1,25 mm
<b>Pitch</b>	1,375:1

### 13.3.7. TC do Tórax, Abdómen e Pélvis

De um total de 56 casos válidos de exames de TC TAP registados, constatou-se que 98,2% (n=55) dos casos foram adquiridos em modo helicoidal. Destes, 43,6% (n=24) foram representativos de exames adquiridos em duas séries, 32,7% (n=18) de exames adquiridos numa série única e 23,6% (n=13) de exames adquiridos em três séries (Tabela 13.32).

**Tabela 13.31 - Distribuição do número de casos de exames de TC TAP pelo modo de aquisição seleccionado (helicoidal, sequencial ou misto) e pelo número de séries adquiridas (uma, duas, três ou quatro).**

	Número de séries de aquisição			
	1	2	3	4
	Nº casos	Nº casos	Nº casos	Nº casos
<b>Helicoidal</b>	18	24	13	0
<b>Sequencial</b>	0	0	0	0
<b>Helicoidal/Sequencial</b>	0	1	0	0

Dos 24 casos mais relevantes estatisticamente, correspondentes a exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal em duas séries de aquisição, analisaram-se os valores de tensão utilizados em cada série, isoladamente (Tabela 13.32 e Tabela 13.33). E verificou-se que em todos estes casos, quer na primeira, quer na segunda série de aquisição, foi utilizado como padrão uma tensão igual a 120 kV.

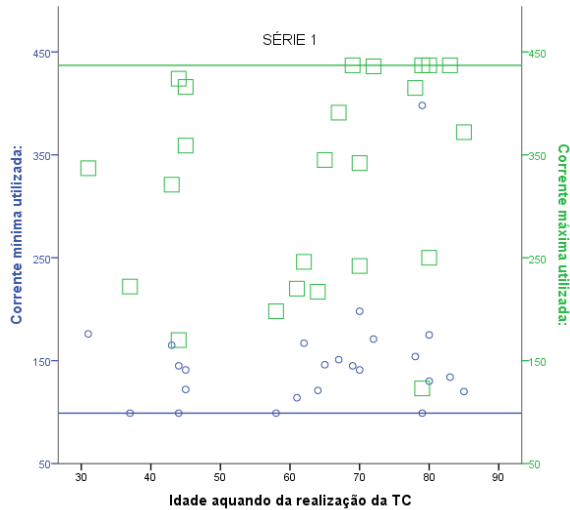
**Tabela 13.32 - Distribuição percentual e do número de casos da Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>120</b>	24	100,0	100,0
	<b>Total</b>	24	100,0	

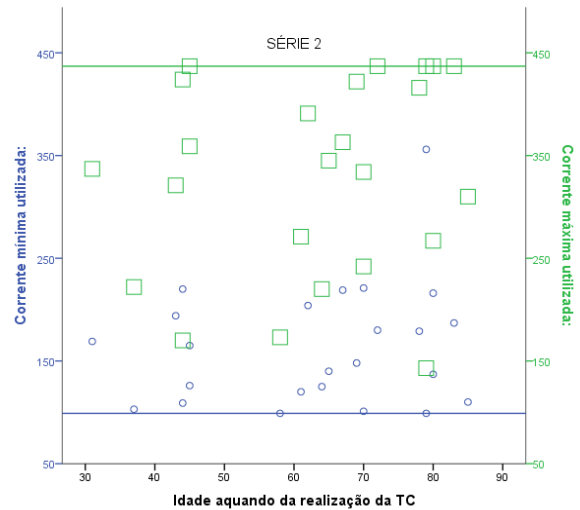
**Tabela 13.33 - Distribuição percentual e do número de casos da Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, pelos valores de tensão utilizados durante a realização do exame.**

		Frequência	Percentagem	Percentagem Cumulativa
<b>Tensão (kV)</b>	<b>120</b>	24	100,0	100,0
	<b>Total</b>	24	100,0	

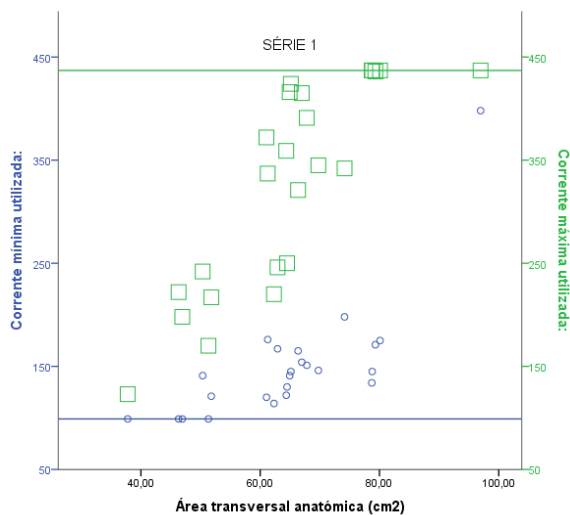
Verificou-se que os valores de corrente aplicada variaram entre os limites mínimo (99 mA) e máximo (437 mA) do equipamento. Graficamente, pela elevada dispersão dos dados em ambas as séries, não existe uma relação aparente entre a corrente aplicada e a idade (Gráfico 13.23 e Gráfico 13.24). Contudo, é evidente uma tendência no aumento da corrente mínima e máxima com o aumento da área efectiva (Gráfico 13.25 e Gráfico 13.26), em ambas as séries do exame.



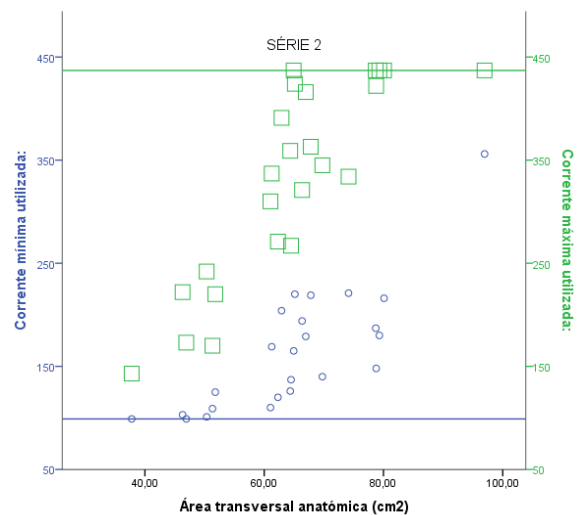
**Gráfico 13.23 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**



**Gráfico 13.24 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela idade, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**

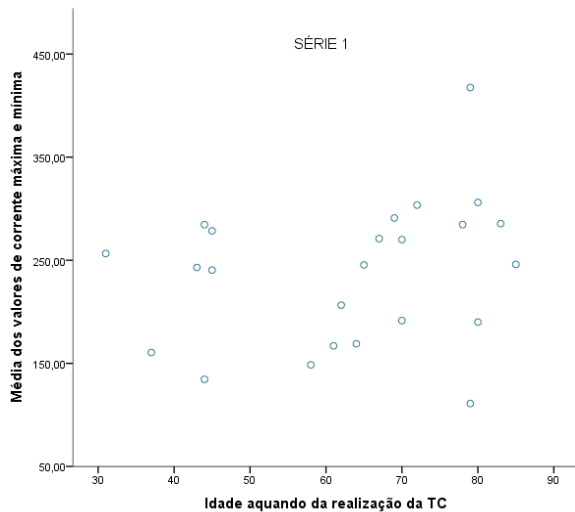


**Gráfico 13.25 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados na Série 1 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**

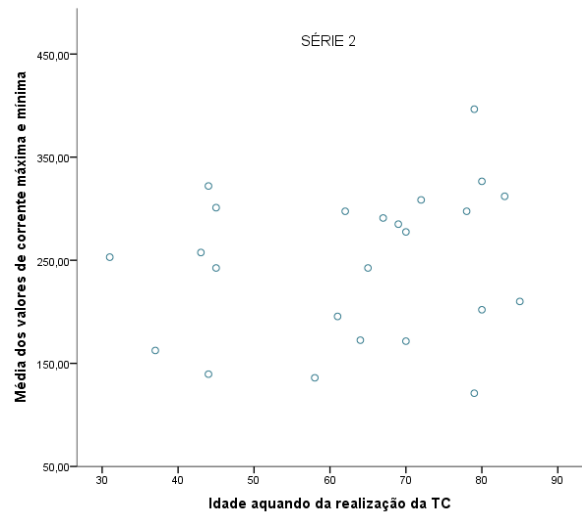


**Gráfico 13.26 - Variação dos valores mínimo (circunferência azul) e máximo (quadrado verde) de corrente (mA) pela área efectiva, para cada caso, utilizados na Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, em duas séries, com uma tensão de 120 kV. Os valores de corrente encontram-se limitados inferiormente pela output mínimo do equipamento – 99 mA (linha azul) – e pelo output máximo do equipamento – 437 mA (linha verde).**

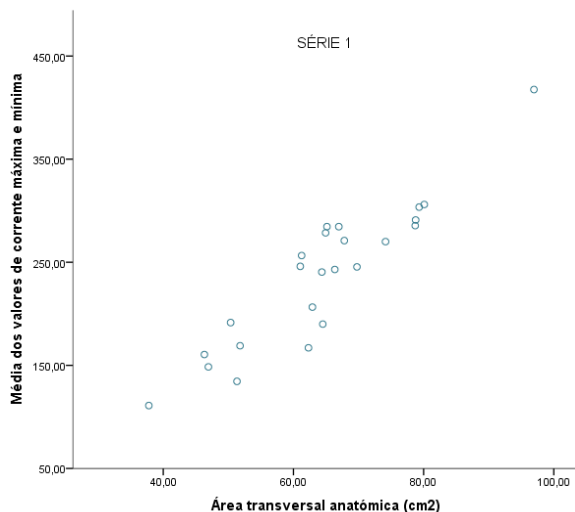
Quando averiguada a existência de uma relação entre a idade a média da corrente para cada caso, verificou-se existir uma elevada dispersão gráfica dos dados (Gráfico 13.27 e Gráfico 13.28) sugerindo não existir uma relação evidente entre estes dois parâmetros. Por sua vez, quando avaliada graficamente a dependência em relação à área efectiva, constatou-se uma distribuição dos dados ao longo de uma manifesta tendência crescente, proporcional à corrente mínima e à corrente máxima, em ambas as séries do exame (Gráfico 13.29 e Gráfico 13.30).



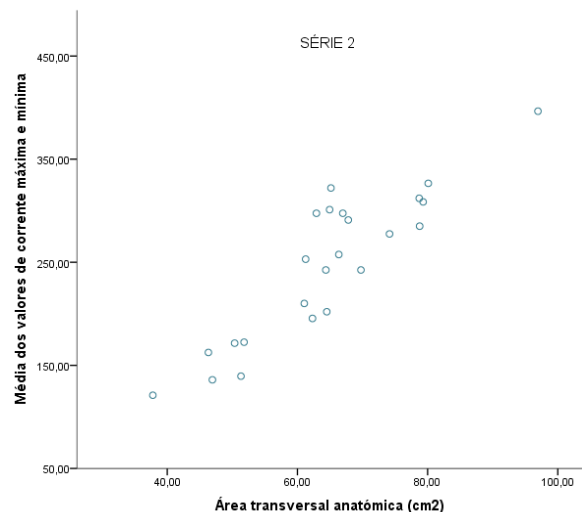
**Gráfico 13.27 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade aquando da realização do exame, para a Série 1 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.**



**Gráfico 13.28 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a idade aquando da realização do exame, para a Série 2 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.**



**Gráfico 13.29 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA), para cada caso, consoante a área efectiva, para a Série 1 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.**



**Gráfico 13.30 - Distribuição da média das correntes mínima e máxima (mA) para cada caso, consoante a área efectiva, para a Série 2 dos exames de TC TAP caracterizados por aquisições helicoidais em duas séries com uma tensão de 120Kv.**

Em ambas as séries, os valores mínimos de corrente mínima e os máximos de corrente máxima coincidiram com o output mínimo (99 mA) e máximo (437 mA) do equipamento de TC, respectivamente. Dentro de cada série, a corrente máxima apresentou um intervalo de valores maior em relação à corrente mínima (Tabela 13.34).

**Tabela 13.34 – Mínimo, máximo, média e desvio padrão dos valores de corrente mínima, corrente máxima e média da corrente da Série 1 e Série 2 dos exames de TC TAP adquiridos em modo helicoidal, com duas séries de aquisição e tensão aplicada à ampola de 120 kV.**

		N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
Série 1	Corrente mínima	24	99	398	150,42	59,41
	Corrente máxima	24	123	437	324,75	100,06
	Média da corrente	24	111,00	417,50	237,58	69,43
Série 2	Corrente mínima	24	99	356	163,63	59,36
	Corrente máxima	24	143	437	329,79	96,13
	Média da corrente	24	121,00	396,50	246,71	71,93

Assim sendo, e uma vez que os demais parâmetros técnicos se mantiveram constantes, foi possível determinar o protocolo tipo para exames de TC do tórax, abdómen e pélvis (Tabela 13.35). Este protocolo tipo foi utilizado em 42,9% das observações relativas à TC do tórax, abdómen e pélvis.

**Tabela 13.35 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo da TC TAP.**

Nº séries de aquisição	2
Tipo de aquisição	Helicoidal
Tensão	120 kVp
Utilizada MAC?	Sim
Corrente (valor médio)	237,58 mA <sup>(a)</sup> 246,71 mA <sup>(b)</sup>
S FOV	Large
Tempo de rotação	0,8 s
Velocidade de rotação	27,50 mm/rot
Colimação do feixe	20,0 mm
Configuração dos detectores	16 x 1,25 mm
Pitch	1,375:1

Salvo indicado, os dados são referentes a ambas as séries;

<sup>a</sup> Dados referentes à Série 1;

<sup>b</sup> Dados referentes à séries 2.

O protocolo tipo da TC do tórax, abdómen e pélvis foi representativo de 43,6% (n=24). Como os casos que não definem o protocolo tipo da TC do tórax, abdómen e pélvis foram representativos de 56,4% da subamostra, e apenas para este tipo de exame, optou-se por definir os outros protocolos. Assim a Tabela 13.36 define os parâmetros utilizados para 18 casos de exames de TC TAP e a Tabela 13.37 define os parâmetros utilizados em 13 casos de exames de TC TAP.

**Tabela 13.36 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo secundário da TC TAP (N=18).**

<b>Nº séries de aquisição</b>	1
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Sim
<b>Corrente (valor médio)</b>	262,47 mA
<b>S FOV</b>	<i>Large</i>
<b>Tempo de rotação</b>	0,8 s
<b>Velocidade de rotação</b>	27,50 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	20,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 1,25 mm
<b>Pitch</b>	1,375:1

**Tabela 13.37 – Parâmetros técnicos de aquisição do protocolo tipo secundário da TC TAP (N=13).**

<b>Nº séries de aquisição</b>	3
<b>Tipo de aquisição</b>	Helicoidal
<b>Tensão</b>	120 kVp
<b>Utilizada MAC?</b>	Sim
<b>Corrente (valor médio)</b>	243,23 mA <sup>(a)</sup> 252,69 mA <sup>(b)</sup> 235,69 mA <sup>(c)</sup>
<b>S FOV</b>	<i>Large</i>
<b>Tempo de rotação</b>	0,8 s
<b>Velocidade de rotação</b>	27,50 mm/rot
<b>Colimação do feixe</b>	20,0 mm
<b>Configuração dos detectores</b>	16 x 1,25 mm
<b>Pitch</b>	1,375:1

Salvo indicado, os dados são referentes a ambas as séries.

<sup>a</sup> Dados referentes à Série 1;

<sup>b</sup> Dados referentes à séries 2;

<sup>c</sup> Dados referentes à séries 3.

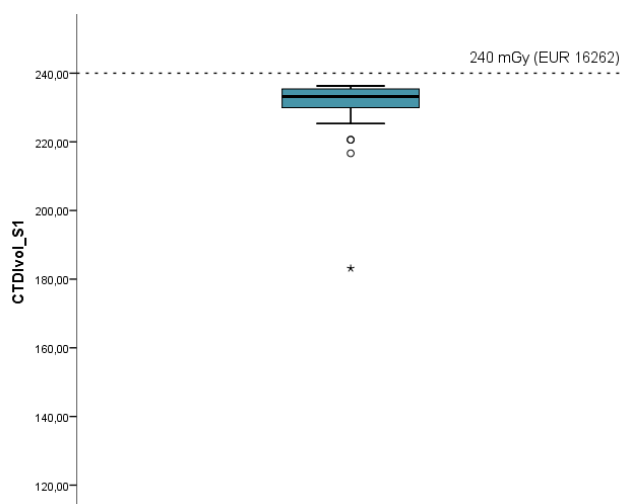
## 13.4. Adequação às recomendações europeias

### 13.4.1. TC Crânio-Encefálica

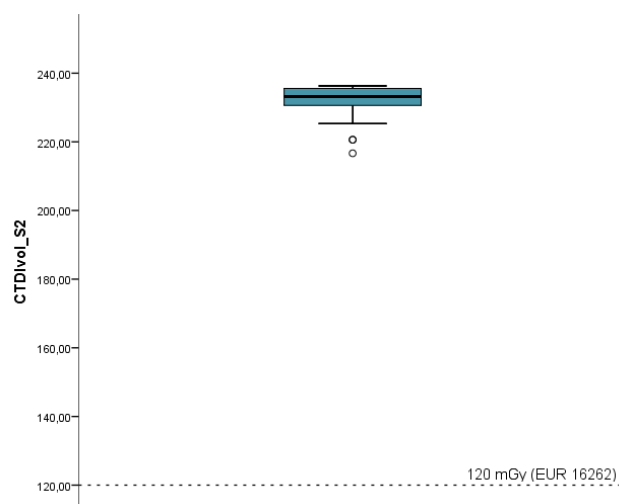
Como o protocolo standard dos exames de TC crânio-encefálica foi caracterizado pela aquisição de duas séries subsequentes, o  $CTDI_{vol}$  foi analisado separadamente para cada série de aquisição (Gráfico 13.31 e Gráfico 13.32). Posteriormente analisou-se o valor de DLP do exame completo, que inclui as duas séries de aquisição (Gráfico 13.33).

Verificou-se que o valor do terceiro quartil de  $CTDI_{vol}$  na primeira série foi de 235.48 mGy (Gráfico 13.31) e na segunda série foi de 235.60 mGy (Gráfico 13.32). Embora estes valores sejam muito semelhantes e a colimação total do feixe seja igual, o incremento da mesa foi diferente entre as séries de aquisição: na série 1 foi de 2,5 mm e na série 2 foi de 5,0 mm. Consequentemente, o valor de  $CTDI_{vol}$  de referência das recomendações da CE foi diferente para cada série, sendo 240 mGy para a série 1 e 120 mGy para a série 2 (Anexo C). Assim registou-se:

- na série 1, um valor de  $CTDI_{vol}$  inferior em 1,88% em relação ao valor recomendado pela CE, convertido para  $CTDI_{vol}$  (240 mGy) (Gráfico 13.31);
- na série 2, um valor de  $CTDI_{vol}$  superior em 96,33% em relação ao valor recomendado pela CE, convertido para  $CTDI_{vol}$  (120 mGy) (Gráfico 13.32).

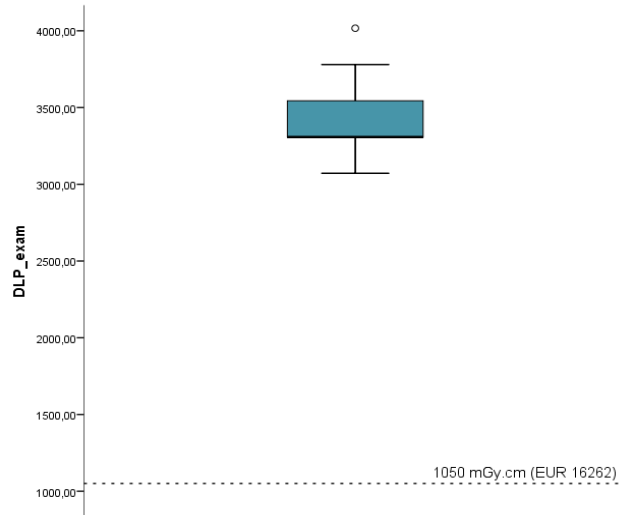


**Gráfico 13.31 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados na série 1 dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um incremento da mesa de 2,5 mm.**



**Gráfico 13.32 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados na série 2 dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um incremento da mesa de 5,0 mm.**

Na análise do valor de DLP total do exame, o valor do terceiro quartil da amostra correspondeu a 3544,18 mGy.cm, valor (substancialmente) superior em 237,54% em relação ao valor de DLP total do exame de TC CE das recomendações europeias (1050 mGy.cm) (Gráfico 13.33 e Tabela 13.38). Os valores do 1º e do 2º quartil que delimitam o gráfico podem ser consultados na Tabela 13.8)



**Gráfico 13.33 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC CE, tendo como referência o valor de DLP total recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).**

**Tabela 13.38 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC crânio-encefálica.**

		CTDI <sub>vol</sub> S1 (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> S2 (mGy)	DLP exam (mGy.cm)
Percentis	25	229,6250	230,2950	3307,9000
	50	233,1900	233,1900	3307,9000
	75	235,4825	235,6000	3544,1800

### 13.4.2. TC dos Seios Perinasais

Nos 31 casos analisados que caracterizam o protocolo standard da TC SPN verificou-se não existirem variações no valor de  $CTDI_{vol}$ , que permaneceu fixo nos 41,63 mGy (Gráfico 13.34), tendo este valor sido inferior ao valor recomendado pela CE (62,28 mGy). Contudo, registou-se uma variação dos valores de DLP nesta subamostra, sempre acima do valor de referência dos 360 mGy.cm das recomendações da CE (Tabela 13.35 e Tabela 13.39). Verificou-se que o 3º quartil observado foi 40,8% superior ao recomendado pela CE.

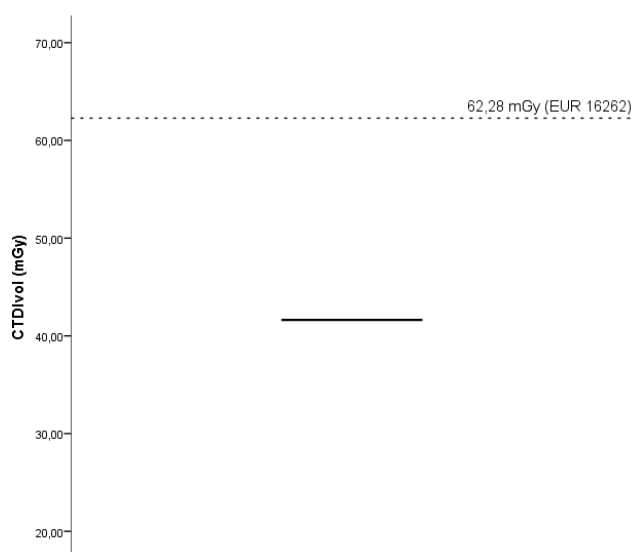


Gráfico 13.34 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC SPN, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 0,562.

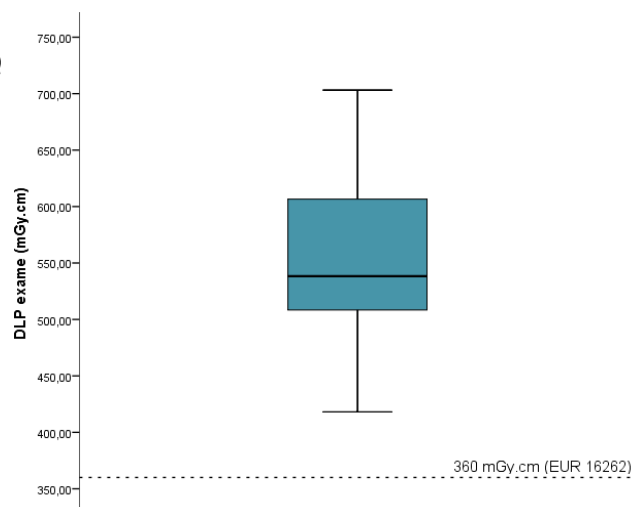


Gráfico 13.35 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC SPN, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).

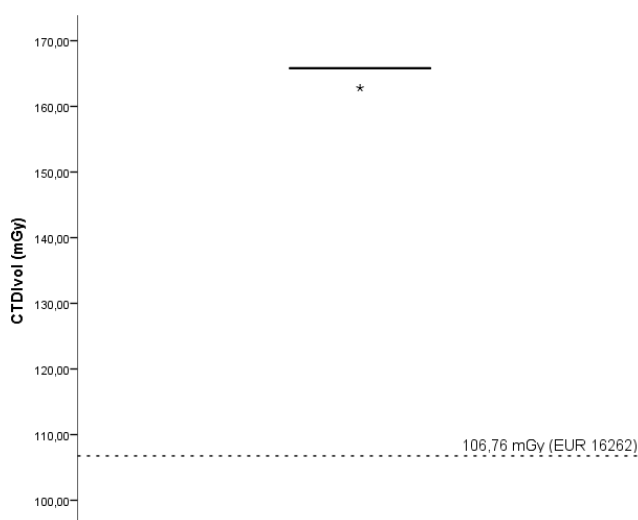
Tabela 13.39 – Distribuição em percentis dos valores de  $CTDI$  (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC dos seios perinasais.

		$CTDI_{vol}$ S1 (mGy)	DLP exam (mGy.cm)
Percentis	25	41,6300	506,7100
	50	41,6300	538,3400
	75	41,6300	608,2900

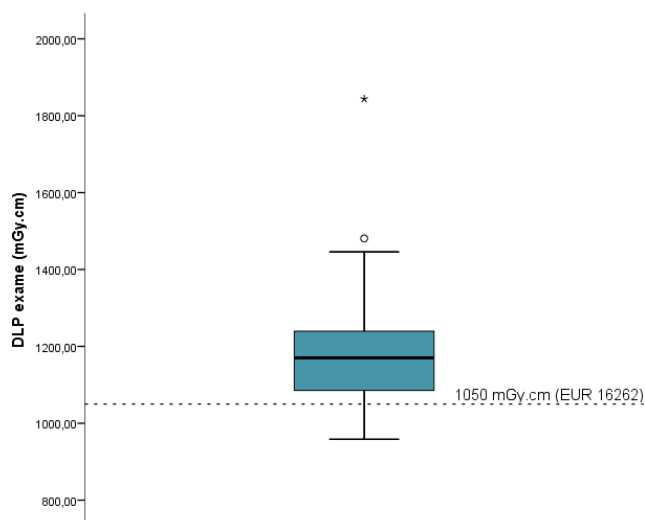
### 13.4.3. TC dos Ouvidos

Na TC dos ouvidos registou-se um valor de  $CTDI_{vol}$  de 165,81 mGy, um valor que excedeu em 55% os 106,76 mGy aconselhados nas recomendações da CE (Gráfico 13.36 e Tabela 13.40). O outlier foi registado nos 162,81 mGy.

Pela análise do Gráfico 13.37 e da Tabela 13.40, verificou-se que em mais de três quartos da amostra foram registados valores de DLP superiores aos recomendados no EUR 16262, cujo valor de referência fora 1050 mGy.cm. O terceiro quartil do valor de DLP da amostra situou-se nos 1240,80 mGy.cm, valor que excedeu em 18,17% o valor das recomendações europeias. Constataram-se, ainda, dois outliers correspondentes a valores de DLP de 1480,80 mGy.cm e 1843,93mGy.cm



**Gráfico 13.36 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC OUV, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 0,562.**



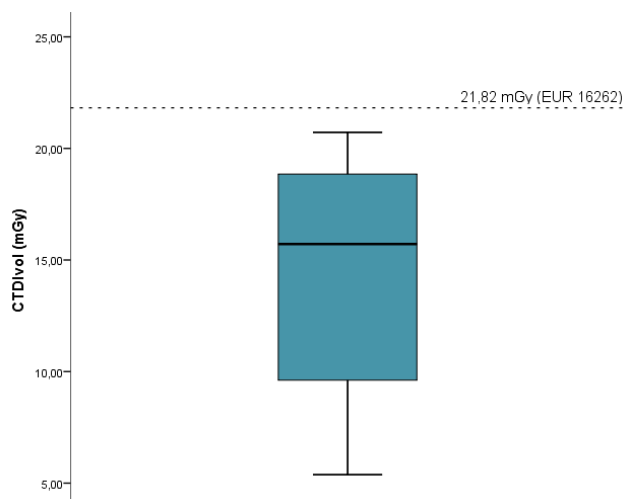
**Gráfico 13.37 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC OUV, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).**

**Tabela 13.40 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC dos ouvidos.**

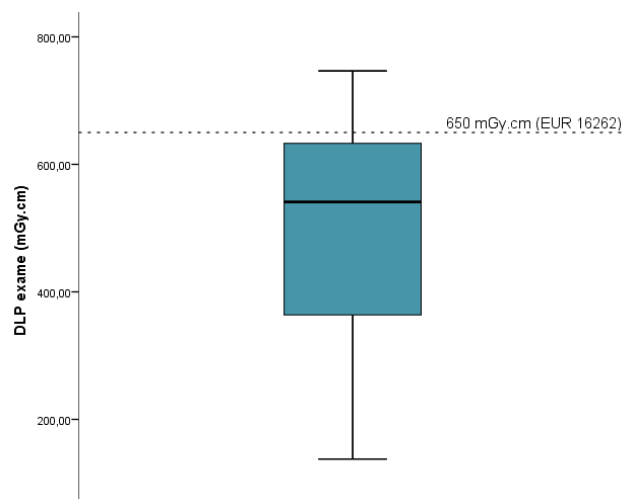
		<b><math>CTDI_{vol}</math> S1 (mGy)</b>	<b>DLP exam (mGy.cm)</b>
<b>Percentis</b>	<b>25</b>	165,8100	1074,1525
	<b>50</b>	165,8100	1169,9100
	<b>75</b>	165,8100	1240,7950

### 13.4.4. TC do Tórax

Nos exames de TC do Tórax tanto o valor de referência do  $CTDI_{vol}$  como o valor do DLP para os casos que caracterizam o protocolo standard foram inferiores aos recomendados pelo EUR 16262. O valor do terceiro quartil do  $CTDI_{vol}$  registado foi de 18,91 mGy, 13.34% abaixo do recomendado (Gráfico 13.38); e o valor do terceiro quartil do DLP registado foi de 637,03 mGy.cm, 2,00% abaixo do valor recomendado (Gráfico 13.39 e Tabela 13.41).



**Gráfico 13.38 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC TX, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 1,375.**



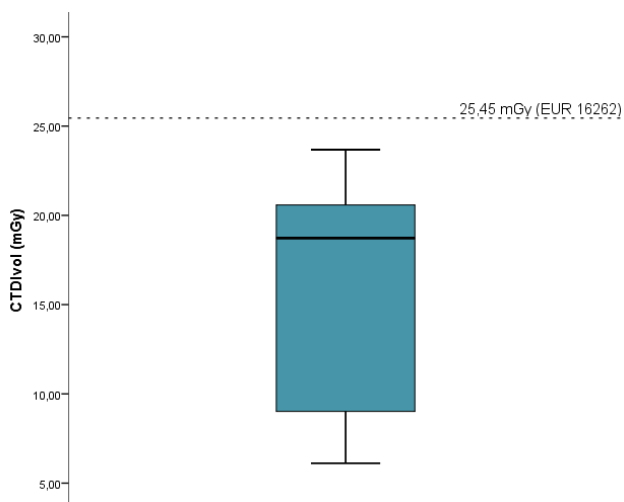
**Gráfico 13.39 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC TX, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).**

**Tabela 13.41 – Distribuição em percentis dos valores de  $CTDI$  (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do tórax.**

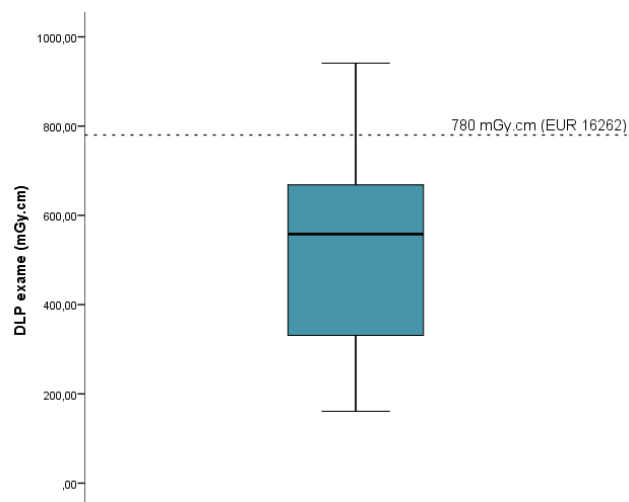
		<b><math>CTDI_{vol}</math> S1 (mGy)</b>	<b>DLP exam (mGy.cm)</b>
<b>Percentis</b>	<b>25</b>	9,6075	361,7900
	<b>50</b>	15,7150	541,0900
	<b>75</b>	18,9100	637,0275

### 13.4.5. TC do Abdómen

Todos os valores de  $CTDI_{vol}$  da TC do abdómen foram inferiores ao valor recomendado pela EUR 16262 (25,45mGy); o terceiro quartil da amostra correspondeu a 20,61 mGy, valor que foi inferior em 19,02% a essas recomendações (Gráfico 13.40). O valor do terceiro quartil do DLP correspondeu a 676,46 mGy.cm, 13,27% inferior às recomendações europeias (Gráfico 13.41 e Tabela 13.42).



**Gráfico 13.40 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registrados dos casos do protocolo standard dos exames de TC ABD, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262), normalizado para um pitch de 1,375.**



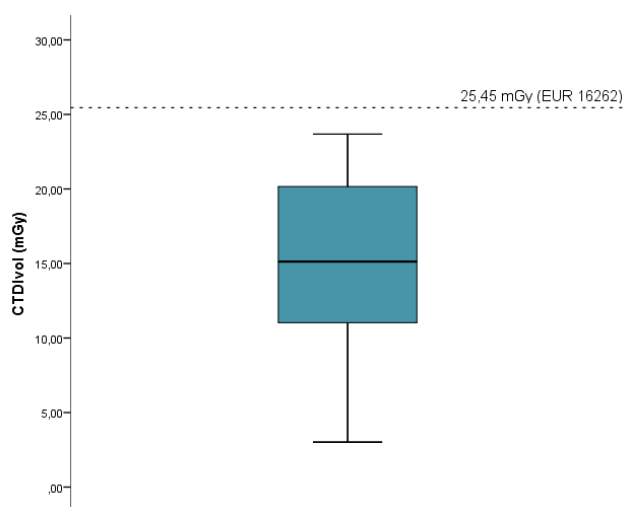
**Gráfico 13.41 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registrados dos casos do protocolo standard dos exames de TC ABD, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).**

**Tabela 13.42 – Distribuição em percentis dos valores de  $CTDI$  (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do abdómen.**

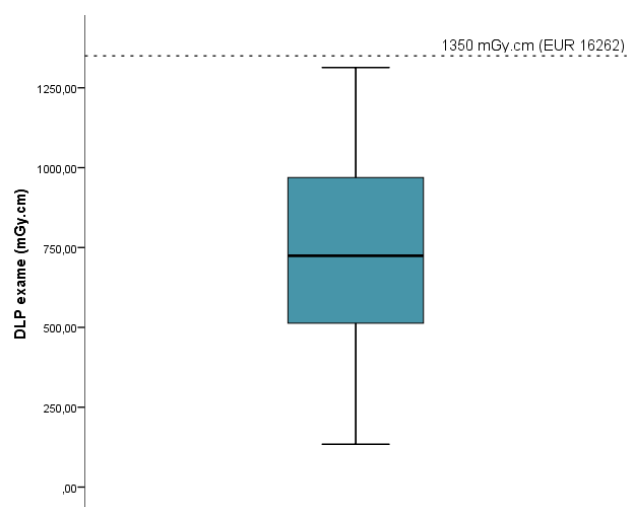
		<b><math>CTDI_{vol}</math> S1 (mGy)</b>	<b>DLP exam (mGy.cm)</b>
<b>Percentis</b>	<b>25</b>	8,8400	310,8150
	<b>50</b>	18,7250	557,9900
	<b>75</b>	20,6050	676,4575

### 13.4.6. TC do Abdómen e Pélvis

Nos exames de TC abdomino-pélvico da subamostra que caracteriza o protocolo standard, todos os registos das variáveis dosimétricas foram inferiores às recomendações da Comissão Europeia (Gráfico 13.42 e Gráfico 13.43). O terceiro quartil do valor de  $CTDI_{vol}$  correspondeu a 20,60 mGy (Tabela 13.43) e o valor de DLP correspondeu a 969,13 mGy.cm (Tabela 13.43), valores 19,06% e 28,21% inferiores às recomendações europeias, respectivamente.



**Gráfico 13.42 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC AP, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) normalizado para um pitch de 1,375.**



**Gráfico 13.43 – Distribuição em quartis dos valores de DLP (mGy.cm) registados dos casos do protocolo standard dos exames de TC AP, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262).**

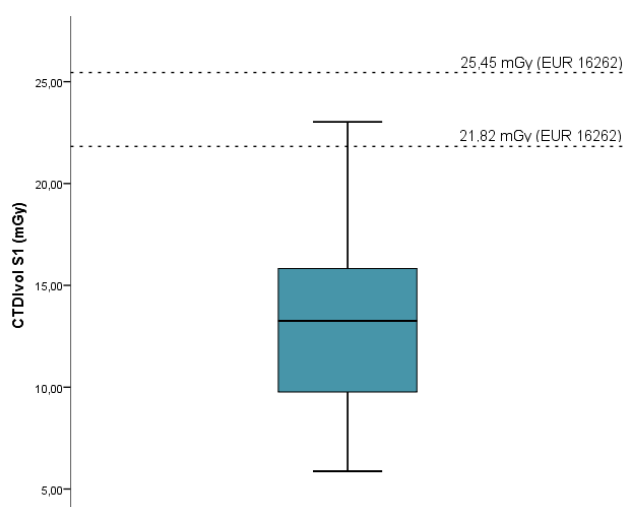
**Tabela 13.43 – Distribuição em percentis dos valores de  $CTDI$  (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do abdómen e pélvis.**

		<b><math>CTDI_{vol}</math> S1 (mGy)</b>	<b>DLP exam (mGy.cm)</b>
<b>Percentis</b>	<b>25</b>	10,9000	505,2000
	<b>50</b>	15,1300	724,2100
	<b>75</b>	20,5900	969,1300

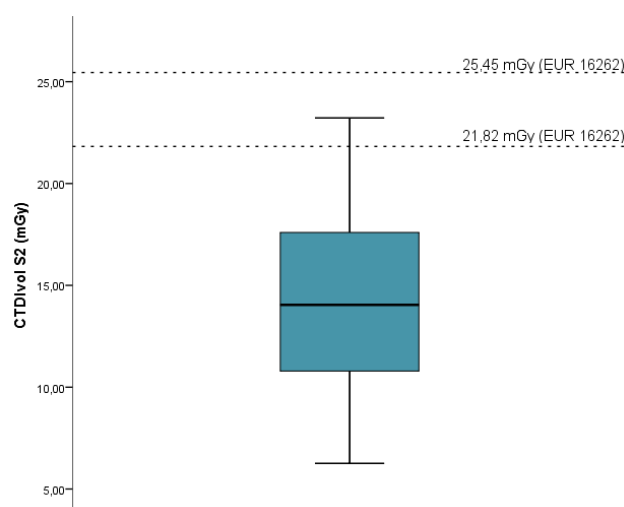
### 13.4.7. TC do Tórax, Abdómen e Pélvis

Como o protocolo standard dos exames de TC do tórax, abdómen e pélvis foi caracterizado pela aquisição de duas séries subsequentes, os parâmetros dosimétricos foram analisados separadamente para cada série de aquisição (Gráfico 13.44 e Tabela 13.45). Posteriormente analisou-se o valor de DLP do exame completo de TC do tórax, abdómen e pélvis, que inclui-se as duas séries de aquisição (Gráfico 13.46). Assim, verificou-se que o valor do terceiro quartil de  $CTDI_{vol}$  da subamostra na primeira série foi de 15,98 mGy (Tabela 13.44) e na segunda série foi de 17,64 mGy (Tabela 13.44). Estes valores foram inferiores aos recomendados pela CE:

- na série 1 em 37,21% se tomarmos como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  da TC do abdómen ou a TC da pélvis (25,45 mGy) e em 26,76% se tomar como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  da TC do tórax (21,82 mGy);
- na série 2 em 30,69% se a referência for a TC do abdómen ou a TC da pélvis (25,45 mGy) e em 19,16% se a referência for a TC do tórax (21,82 mGy).

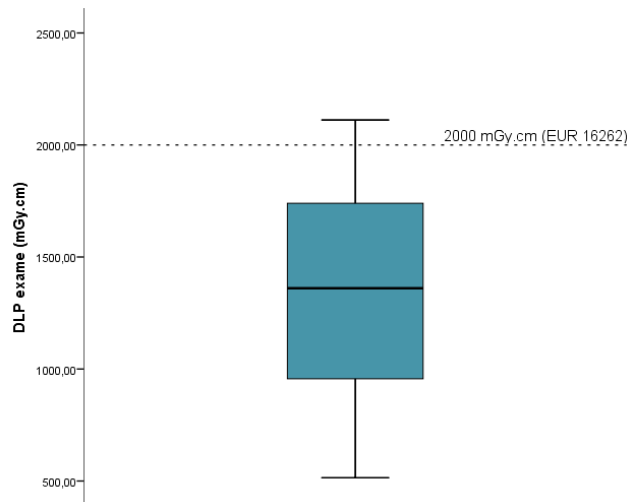


**Gráfico 13.44 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados na série 1 dos casos do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) - 30 mGy para a TC do tórax e 35 mGy para a TC do abdómen e para a TC da pélvis –, normalizados para um pitch de 1,375.**



**Gráfico 13.45 – Distribuição em quartis dos valores de  $CTDI_{vol}$  (mGy) registados na série 2 dos casos do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de  $CTDI_{vol}$  recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) - 30 mGy para a TC do tórax e 35 mGy para a TC do abdómen e para a TC da pélvis –, normalizados para um pitch de 1,375.**

Na análise do valor de DLP total do exame, o valor do terceiro quartil correspondeu a 1741,39 mGy.cm, valor inferior em 12,93% à soma dos valores de DLP recomendados pela CE <sup>(25)</sup> para a TC do tórax, TC do abdómen e TC da pélvis (Gráfico 13.46).



**Gráfico 13.46 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) registados do protocolo standard dos exames de TC TAP, tendo como referência o valor de DLP recomendado pela Comissão Europeia (EUR 16262) para a TC toraco-abdomino-pélvica.**

**Tabela 13.44 – Distribuição em percentis dos valores de CTDI (mGy) por série e DLP total (mGy.cm) dos casos do protocolo standard dos exames de TC do tórax, abdómen e pélvis.**

		CTDI <sub>vol</sub> S1 (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> S2 (mGy)	DLP exam (mGy.cm)
Percentis	25	9,5425	10,4050	937,3850
	50	13,2550	14,0400	1360,3100
	75	15,9775	17,6375	1741,3900

<sup>(25)</sup> Do contacto empírico com a realidade local observou-se que nos exames de TC do tórax, abdómen e pélvis frequentemente a primeira série correspondia frequentemente a aquisições ao longo do tórax e abdómen (sem contraste endovenoso) e a segunda série correspondia frequentemente a aquisições ao longo do abdómen e pélvis. Apesar de poder não ser regra por não se aplicar a todos os casos clínicos ou protocolos de médicos, os valores de DLP foram assim assumidos para possibilitar comparações uma vez que as recomendações europeias EUR 16262 (CE,1999) não incluem exames duplos de TC.

## 13.5. Caracterização dos descritores de dose

### 13.5.1. TC Crânio-Encefálica

Nos 28 casos registados do protocolo tipo do exame de TC crânio-encefálico, verificou-se existir uma tendência de aumento da variação dos valores de  $CTDI_{vol}$  em ambas as séries com o aumento da idade dos indivíduos estudados (Gráfico 13.47 e Gráfico 13.48).

A média dos valores de  $CTDI_{vol}$  variou pouco entre os géneros. Contudo os valores de DLP da série foram 8,33% superiores no género feminino, e foram superiores no género masculino na série 2 e no valor total em 17,70% e 11,41%, respectivamente (Tabela 13.45).

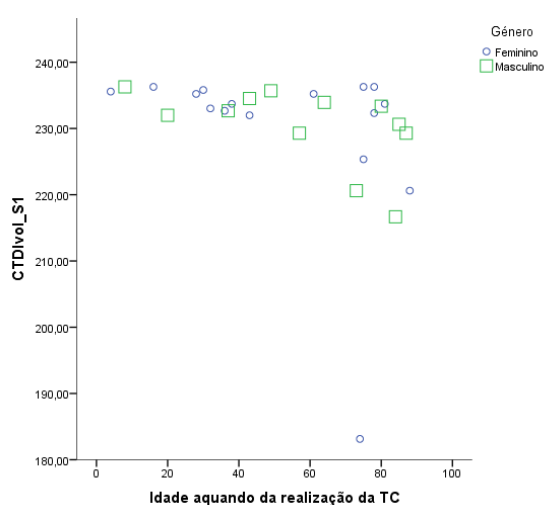


Gráfico 13.47 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC CE.

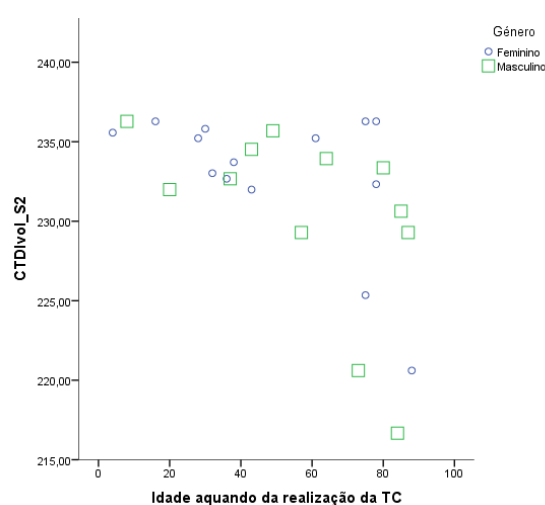


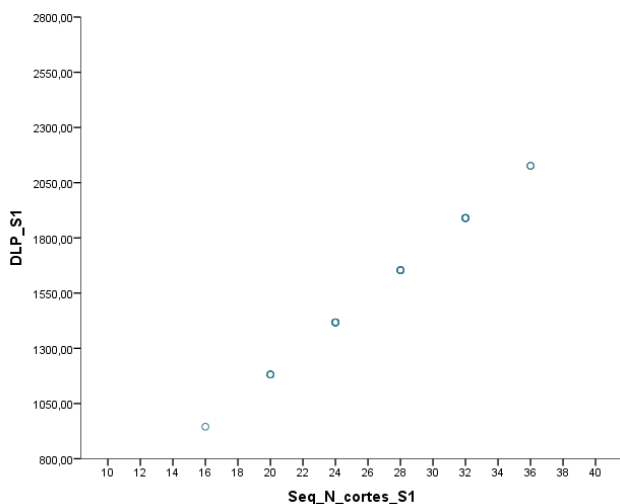
Gráfico 13.48 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC CE.

Tabela 13.45 – Média dos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, da série 1 e série 2, e de DLP total, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC CE.

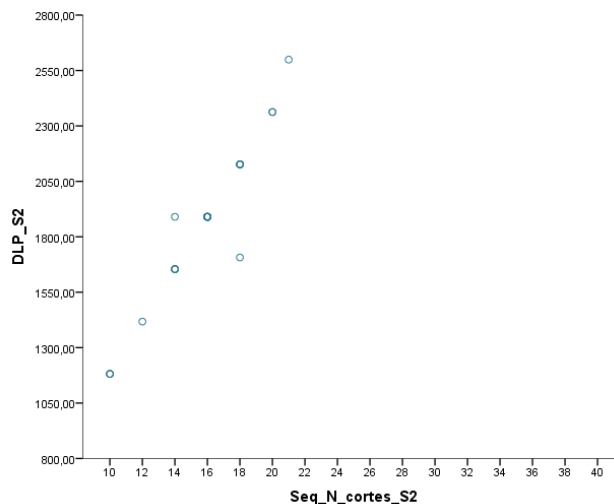
		CTDI <sub>vol</sub> Série 1	CTDI <sub>vol</sub> Série 2	DLP Série 1	DLP Série 2	DLP Exame
		(mGy)	(mGy)	(mGy.cm)	(mGy.cm)	(mGy.cm)
		Média	Média	Média	Média	Média
Género	Feminino	229,82	232,88	1653,95	1701,56	3174,49
	Masculino	230,41	230,41	1516,12	2067,44	3583,56

O  $CTDI_{vol}$  não apresentou uma relação evidente com o número de cortes adquiridos por exame de TC CE. Contudo, os valores de DLP de ambas as séries de aquisição variaram com o aumento do número de cortes, numa relação proporcionalmente crescente e que faz

corresponder um aumento de DLP para cada aumento de quatro cortes na série 1 (Gráfico 13.49) e um aumento de DLP para cada aumento de 2 cortes na série 2 (Gráfico 13.50). Recorde-se que a colimação total foi constante em ambas as séries (10 mm) e que na série 1 foram adquiridas quatro imagens por rotação da ampola (de 2,5 mm de espessura cada) e que na série 2 foram adquiridas duas imagens por rotação da ampola (de 5mm de espessura cada). Assim concluiu-se que o aumento do DLP ocorria a cada 10 mm de avanço da mesa de exame para ambos os casos.

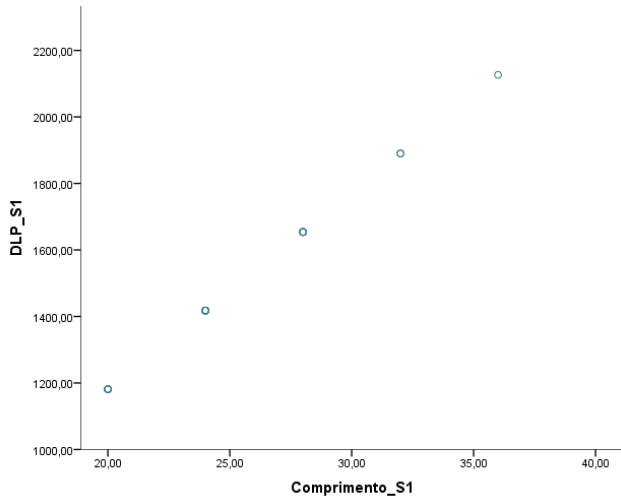


**Gráfico 13.49 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) da série 1 pelo número de imagens (“cortes”) adquiridas com uma espessura e espaçamento de 2,5mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE.**

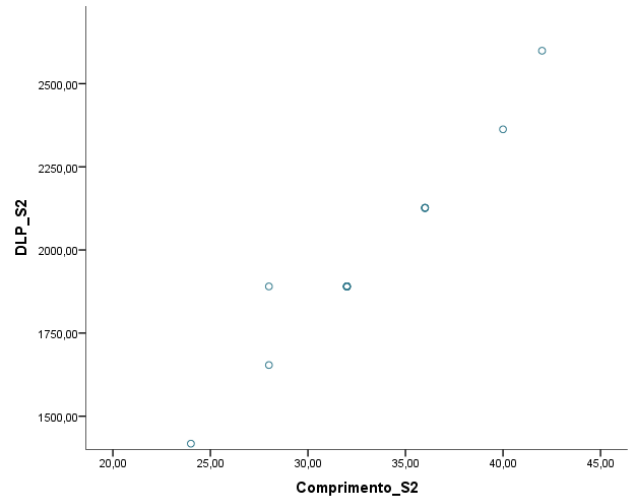


**Gráfico 13.50 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) da série 2 pelo número de imagens (“cortes”) adquiridas com uma espessura e espaçamento de 5,0mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE.**

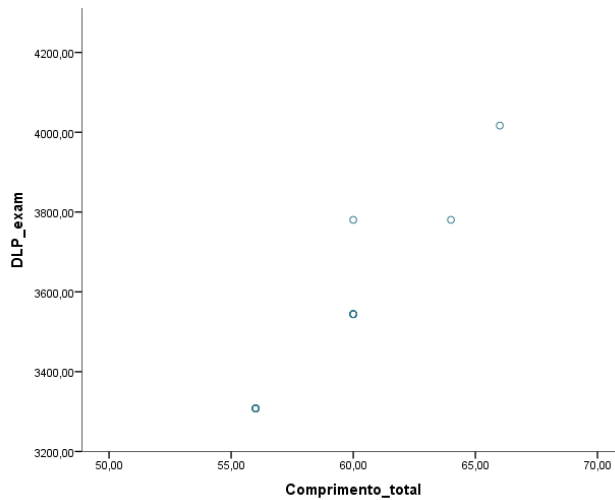
Face às diferenças da espessura e espaçamento entre imagens entre as duas séries, optou-se por analisar a variação do DLP em cada série com o comprimento de aquisição. E verificou-se a proporcionalidade crescente entre o DLP e o comprimento de aquisição em ambas as séries e no DLP total (Gráfico 13.51 a Gráfico 13.53).



**Gráfico 13.51 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição das imagens da série 1, adquiridas com uma espessura e espaçamento de 2,5mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE.**



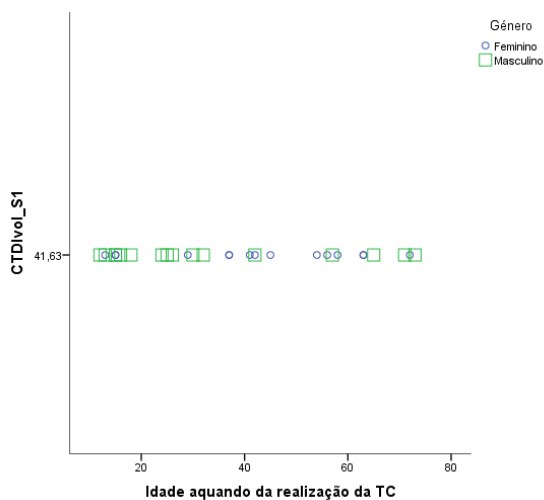
**Gráfico 13.52 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição das imagens da série 2, adquiridas com uma espessura e espaçamento de 5,0 mm em aquisição sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE.**



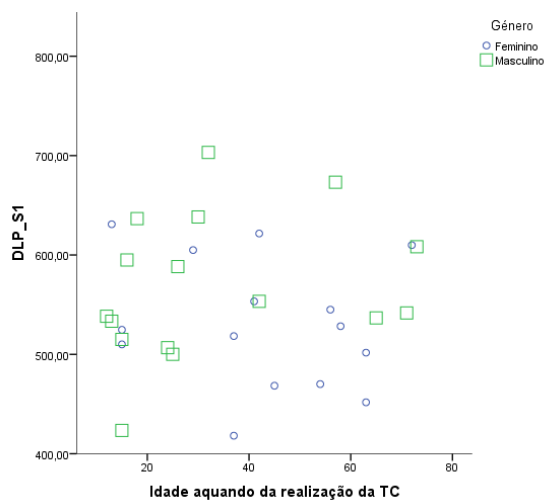
**Gráfico 13.53 - Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo comprimento de aquisição total do exame adquiridas em modo sequencial. Dados relativos ao protocolo standard de TC CE.**

### 13.5.2. TC dos Seios Perinasais

Pela análise do Gráfico 13.54 e do Gráfico 13.55 constatou-se não existir uma dependência evidente graficamente entre o valor de  $CTDI_{vol}$  e de DLP com a idade aquando da realização do exame e género: no Gráfico 13.54 porque o valor de  $CTDI_{vol}$  foi constante em todos os registos (41,63 mGy); no Gráfico 13.55 porque os dados se encontram dispersos, embora se possa afirmar existir uma média de DLP (mGy.cm) ligeiramente superior (em 6,64%) no género masculino quando comparada com o género feminino (Tabela 13.46).



**Gráfico 13.54 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC SPN.**



**Gráfico 13.55 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC SPN.**

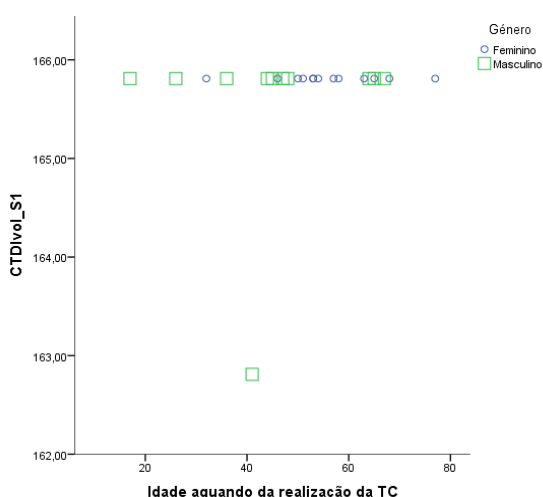
**Tabela 13.46 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC dos seios perinasais.**

		CTDI <sub>vol</sub> Série 1 (mGy)	DLP Série 1 (mGy.cm)
		Média	Média
Género	Feminino	41,63	530,48
	Masculino	41,63	568,21

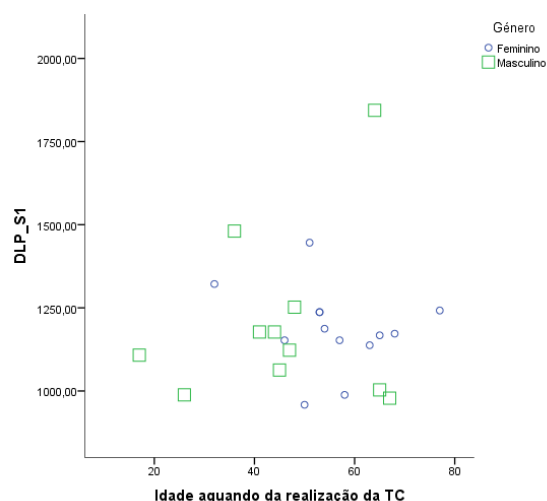
### 13.5.3. TC dos Ouvidos

O valor de  $CTDI_{vol}$  foi constante em toda a amostra do protocolo standard da TC dos ouvidos (165,81 mGy), com excepção de uma observação onde se registou um valor de 162,81 mGy num indivíduo de 41 anos do género masculino. Como tal, não se verificou dependência do  $CTDI_{vol}$  com a idade aquando da realização da TC (Gráfico 13.56).

Pela análise do Gráfico 13.57 verificou-se não existir uma dependência evidente entre o valor de a idade aquando da realização do exame e o valor de DLP. Apesar da dispersão da dispersão dos dados constatou-se uma média do valor de DLP no género masculino 1,24% superior em relação ao género feminino (Tabela 13.47).



**Gráfico 13.56 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC OUV.**



**Gráfico 13.57 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC OUV.**

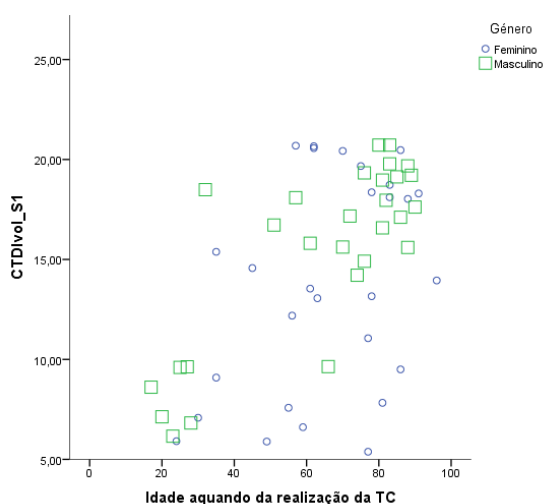
**Tabela 13.47 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC ouvidos.**

		CTDI <sub>vol</sub> Série 1	DLP Série 1
		(mGy)	(mGy.cm)
Género	Feminino	165,81	1184,64
	Masculino	165,54	1199,53

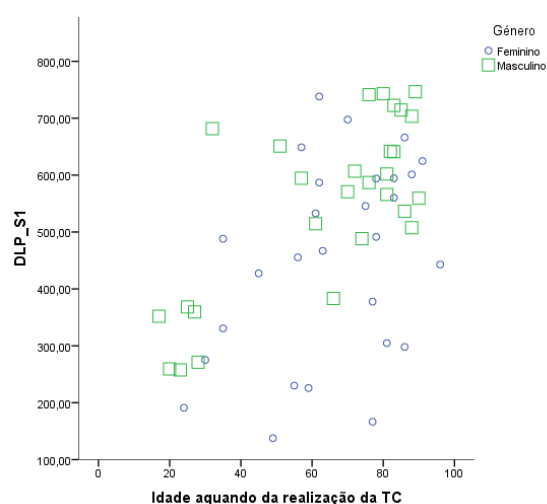
### 13.5.4. TC do Tórax

Dos 56 casos do protocolo standard da TC do tórax, constatou-se não ser evidente uma relação entre os parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP total, com a idade aquando da realização do exame (Gráfico 13.58 e Gráfico 13.59).

Na TC do tórax a média dos valores dos parâmetros dosimétricos foi superior no género masculino em 10,46% no caso do  $CTDI_{vol}$  e em 17,34% no caso do DLP total (Tabela 13.48).



**Gráfico 13.58 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TX.**

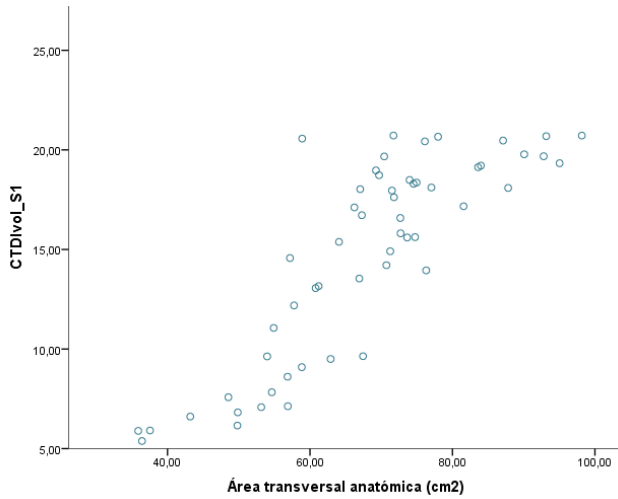


**Gráfico 13.59 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TX.**

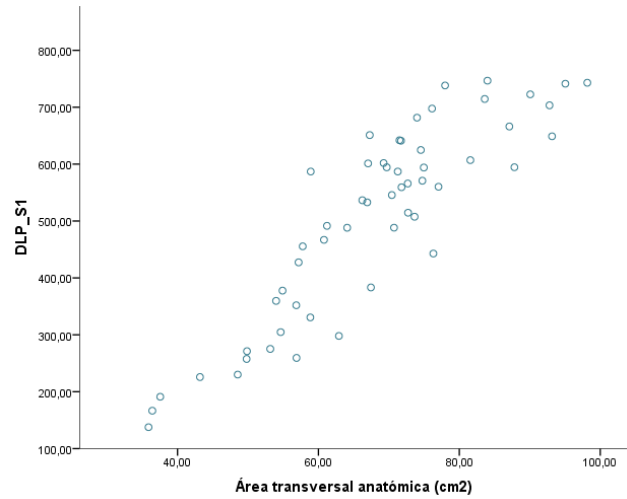
**Tabela 13.48 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC do tórax.**

		CTDI <sub>vol</sub> Série 1	DLP Série 1
		(mGy)	(mGy.cm)
Género	Feminino	13,78	453,60
	Masculino	15,39	549,00

Pela análise do Gráfico 13.60 e do Gráfico 13.61 verificou-se a existência de uma dependência dos valores dos parâmetros dosimétricos analisados com a área efectiva dos casos do protocolo standard. Em ambos os casos, os dados concentraram-se ao longo de uma linha proporcional crescente entre a área efectiva e os valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP total.

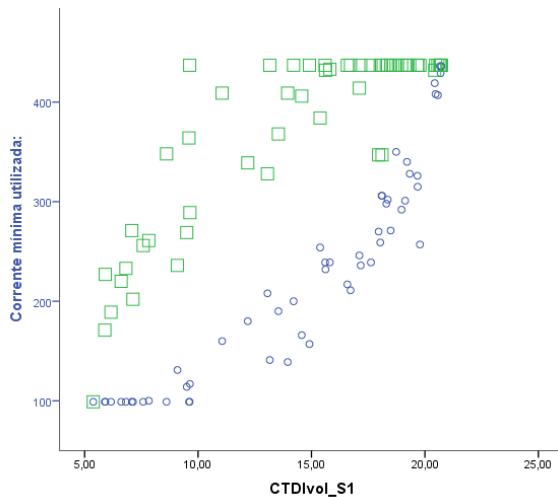


**Gráfico 13.60 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TX.**

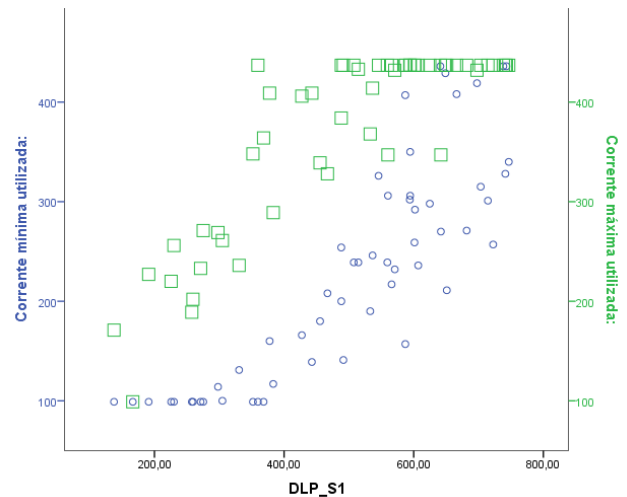


**Gráfico 13.61 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TX.**

Como se fez variar a corrente aplicada durante cada exame, analisou-se a dependência do  $CTDI_{vol}$  e DLP com a corrente mínima e máxima para cada caso (Gráfico 13.62 e Gráfico 13.63). Constatou-se existir uma tendência de aumento do valor de  $CTDI_{vol}$  e DLP com o aumento quer da corrente mínima, quer da corrente máxima. Graficamente foi ainda possível observar uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP para valores de corrente mínima mais baixos e uma concentração dos valores mais elevados de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os valores de corrente mais elevados.

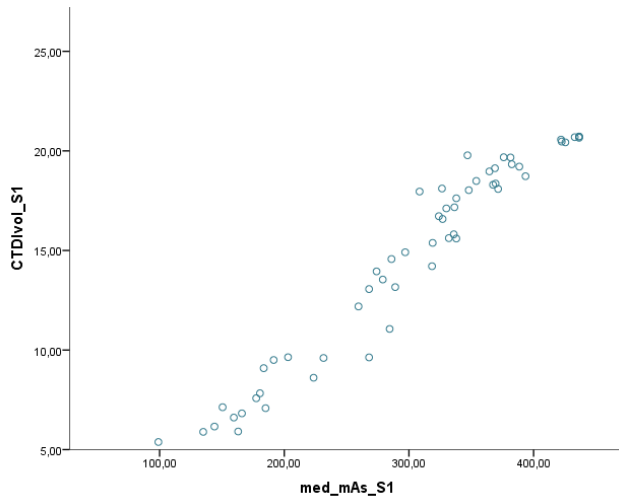


**Gráfico 13.62 – Variação do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TX.**

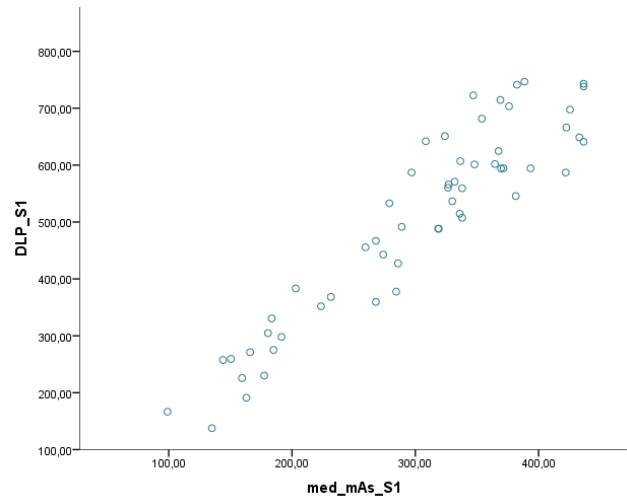


**Gráfico 13.63 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TX.**

Pela análise do Gráfico 13.64 e Gráfico 13.65 foi possível verificar a existência de uma relação proporcional crescente na dependência dos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP e a média da corrente aplicada para cada caso do protocolo standard.



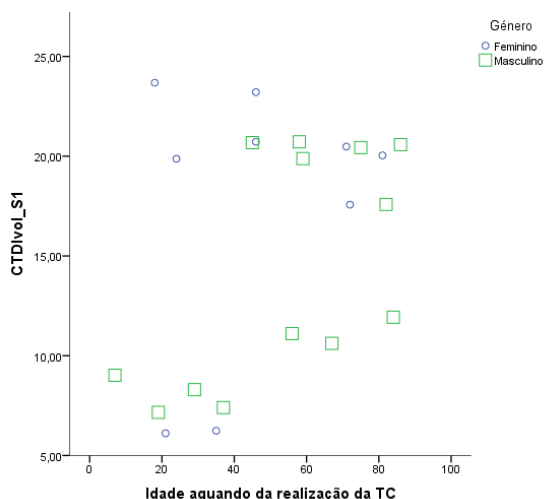
**Gráfico 13.64 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TX.**



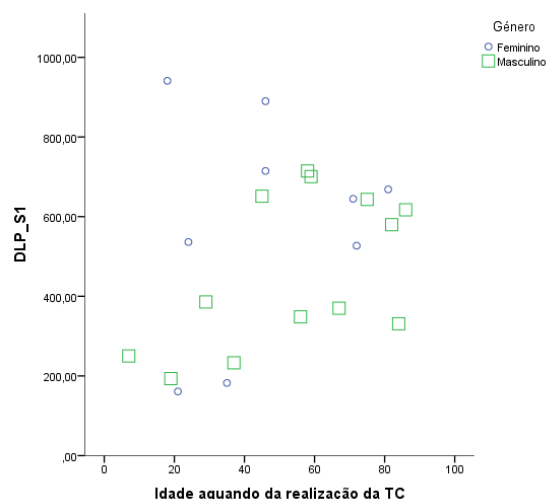
**Gráfico 13.65 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TX.**

### 13.5.5. TC do Abdómen

Os exames de TC do abdómen não apresentaram dependência com a idade aquando da realização do exame e os valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP (Gráfico 13.66 e Gráfico 13.67). A média dos valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP registados foi superior no género feminino em 18,75% e 21,03%, respectivamente (Tabela 13.49).



**Gráfico 13.66 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC ABD.**



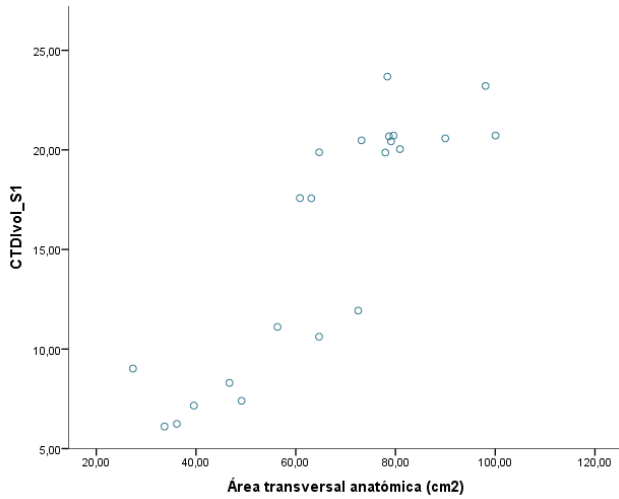
**Gráfico 13.67 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC ABD.**

**Tabela 13.49 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP da série 1 (correspondente ao DLP total), consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC do abdómen.**

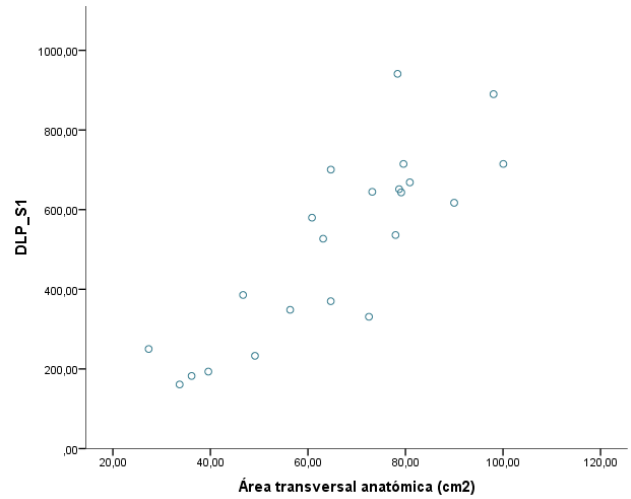
		<b><math>CTDI_{vol}</math> Série 1</b>	<b>DLP Série 1</b>
		<b>(mGy)</b>	<b>(mGy.cm)</b>
<b>Género</b>	<b>Feminino</b>	17,55	585,03
	<b>Masculino</b>	14,26	462,97

Registou-se, ainda, um aumento proporcional dos valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP com o aumento da área efectiva de cada caso (Gráfico 13.68 e Gráfico 13.69).

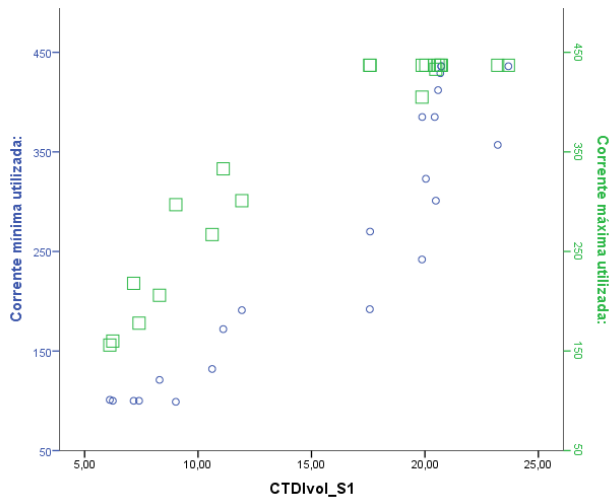
À semelhança dos registos da TC do tórax, verificou-se existir uma tendência de aumento do valor de  $CTDI_{vol}$  e DLP com o aumento quer da corrente mínima, quer da corrente máxima. Graficamente foi possível observar uma concentração dos valores mais elevados de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os valores de corrente mais elevados (Gráfico 13.70 e Gráfico 13.71).



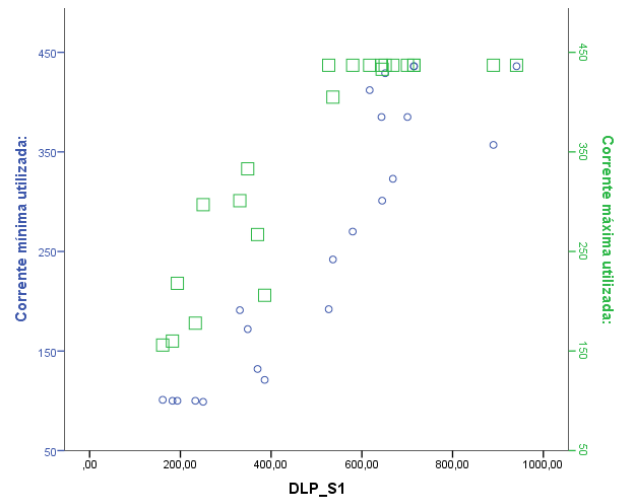
**Gráfico 13.68 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**



**Gráfico 13.69 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**

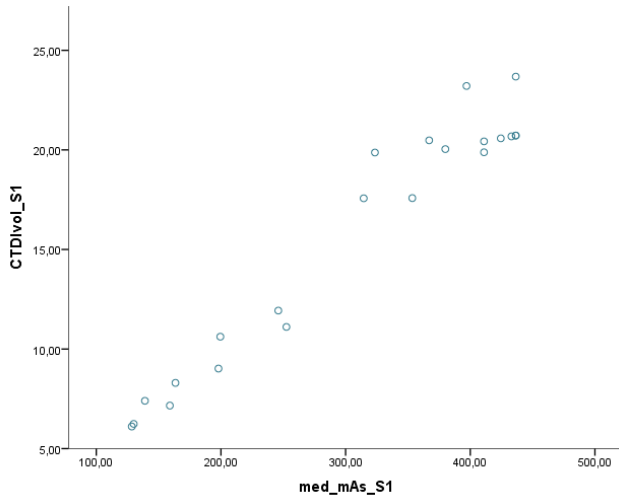


**Gráfico 13.70 – Variação do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**

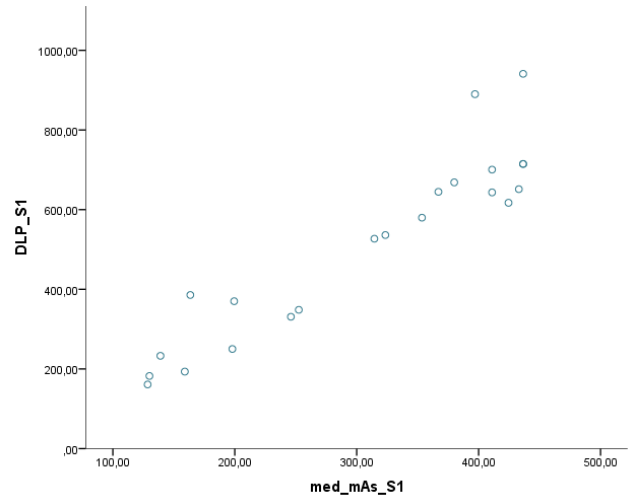


**Gráfico 13.71 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**

Pela análise do Gráfico 13.72 e do Gráfico 13.73 foi possível verificar a existência de uma relação proporcional crescente na dependência dos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP e a média da corrente aplicada para cada caso do protocolo standard da TC do abdómen.



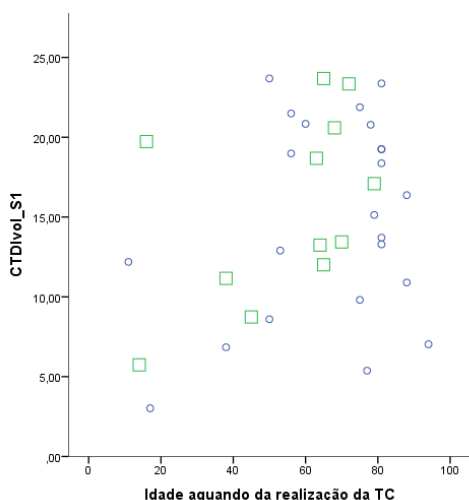
**Gráfico 13.72 – Distribuição do valor de CTDI<sub>vol</sub> (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**



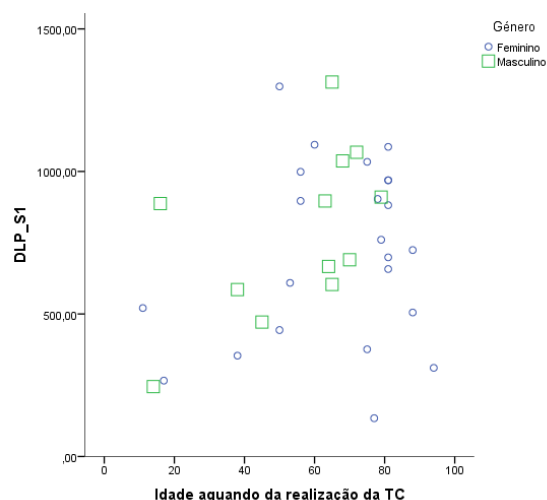
**Gráfico 13.73 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC ABD.**

### 13.5.6. TC do Abdómen e Pélvis

Nos exames de TC do abdómen e pélvis, o género e a idade aquando da realização do exame não evidenciaram relação com o valor de  $CTDI_{vol}$  ou de DLP (Gráfico 13.74 e Gráfico 13.75). Contudo registaram-se diferenças dos valores médios destes parâmetros dosimétricos entre os géneros. Foram registados valores ligeiramente superiores no género masculino, 4,48% no caso do  $CTDI_{vol}$  e 8,21% no caso do DLP (Tabela 13.50).



**Gráfico 13.74 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC AP.**

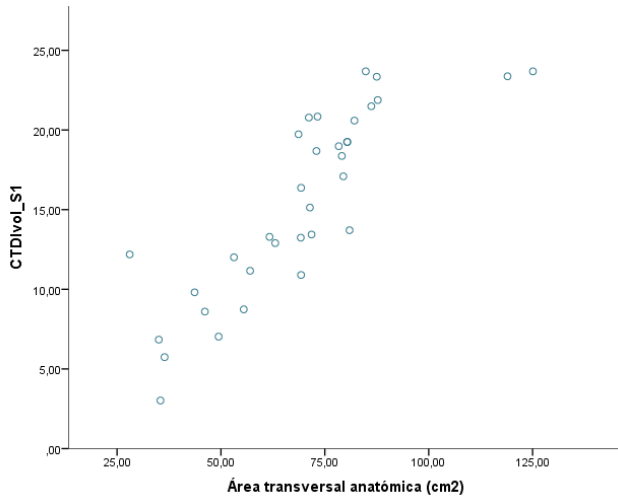


**Gráfico 13.75 - Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC AP.**

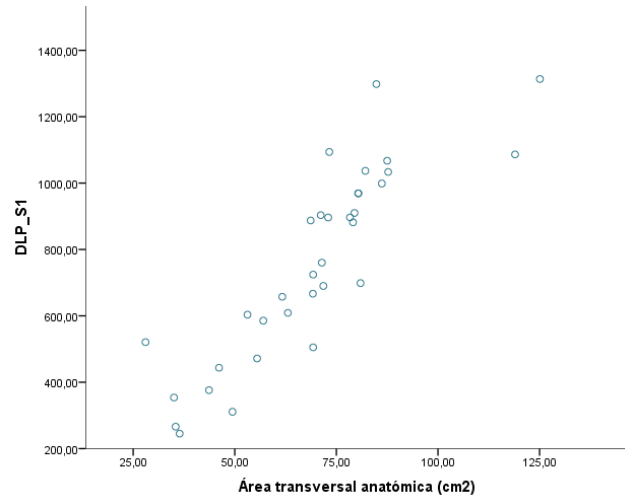
**Tabela 13.50 – Média dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC AP.**

		<b><math>CTDI_{vol}</math> Série 1</b>	<b>DLP Série 1</b>
		<b>(mGy)</b>	<b>(mGy.cm)</b>
		<b>Média</b>	<b>Média</b>
<b>Género</b>	<b>Feminino</b>	14,92	717,00
	<b>Masculino</b>	15,62	781,17

Tanto os valores de  $CTDI_{vol}$  como os de DLP apresentaram uma dependência com a área efectiva e com a corrente. Graficamente é visível o aumento dos valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP com o aumento da área efectiva (Gráfico 13.76 e Gráfico 13.77) e com o aumento da corrente média para cada caso (Gráfico 13.80 e Gráfico 13.81).

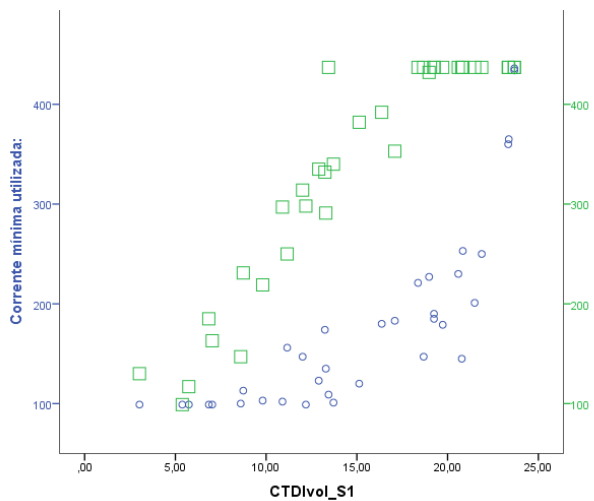


**Gráfico 13.76 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC AP.**

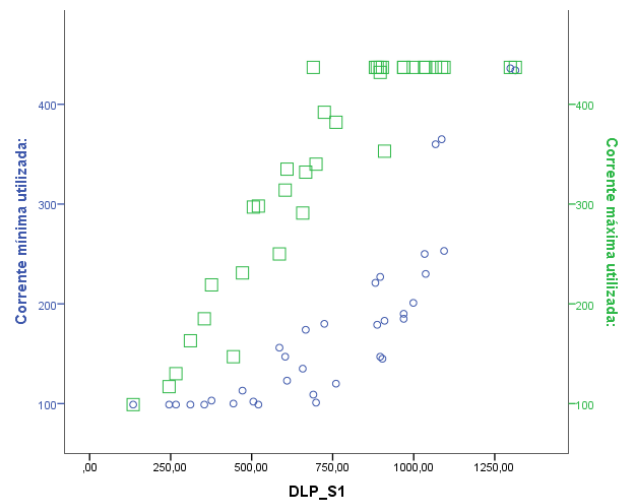


**Gráfico 13.77 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC AP.**

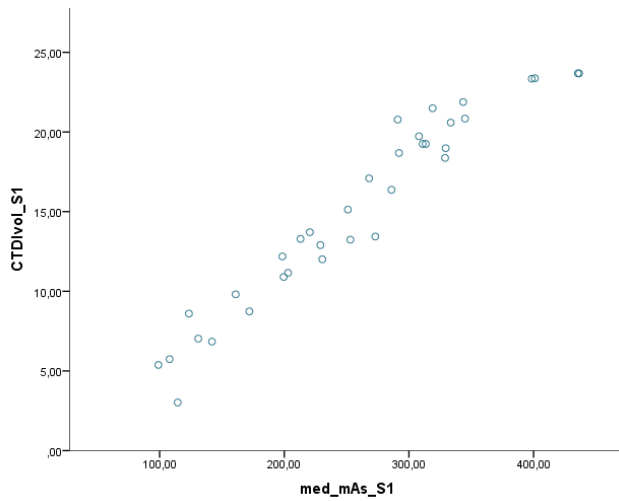
Na análise dos valores de corrente recolhidos, para além da dependência já referida, constatou-se existir uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP para valores de corrente mínima mais baixos e uma concentração dos valores mais elevados de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os valores de corrente mais elevados (Gráfico 13.78 e Gráfico 13.79). Verificou-se, também, uma relação de proporcionalidade crescente entre a média dos valores de corrente para cada registo e os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP (Gráfico 13.80 e Gráfico 13.81).



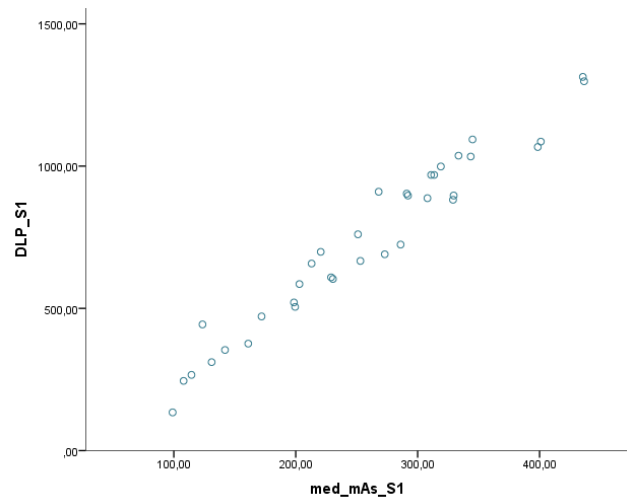
**Gráfico 13.78 – Variação do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC AP.**



**Gráfico 13.79 – Variação do valor de DLP (mGy.cm) com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC AP.**



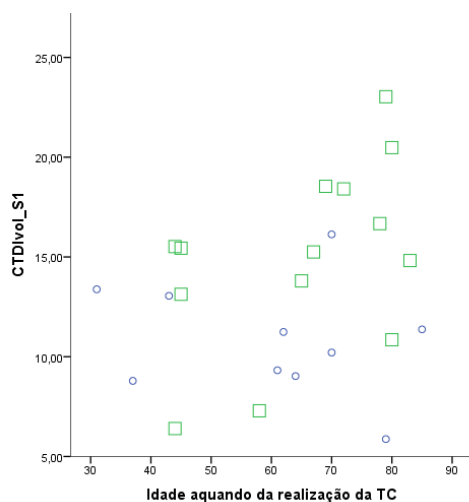
**Gráfico 13.80 – Distribuição do valor de CTDI<sub>vol</sub> (mGy) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC AP.**



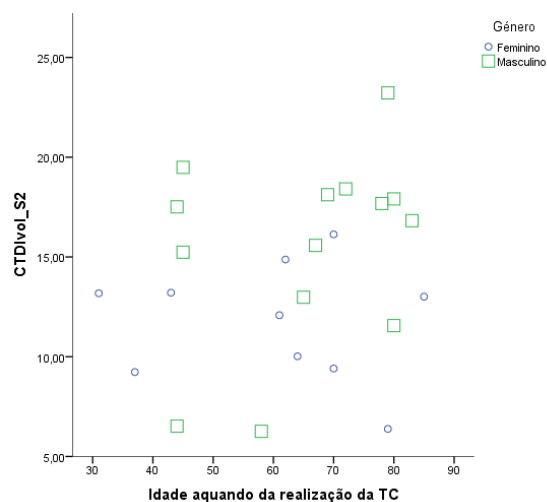
**Gráfico 13.81 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm) pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC AP.**

### 13.5.7. TC do Tórax, Abdómen e Pélvis

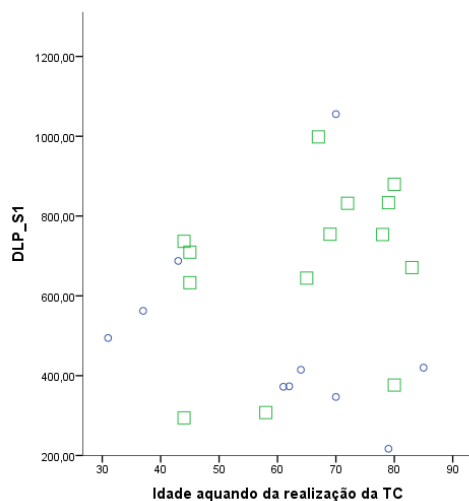
Nos exames de TC do tórax, abdómen e pélvis que definiram o protocolo tipo não se registou dependência entre os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, em ambas as séries de exame ou para o exame total, e o género ou a idade aquando da realização do exame (Gráfico 13.82 a Gráfico 13.86).



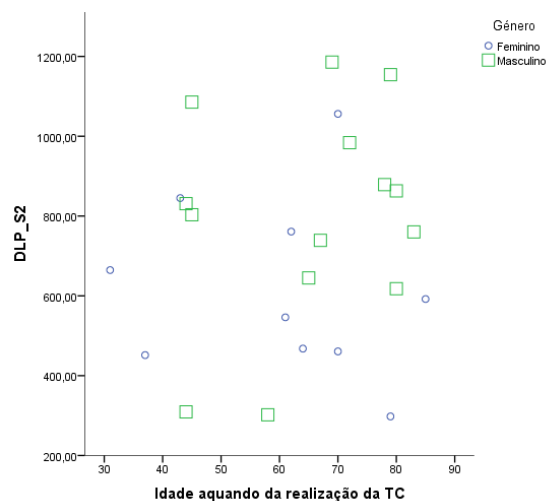
**Gráfico 13.82 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 1, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.**



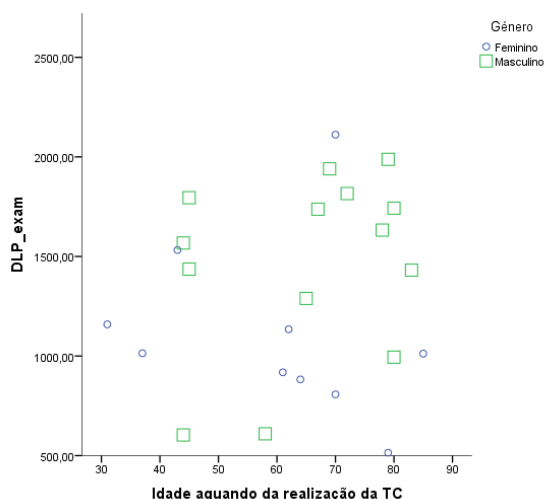
**Gráfico 13.83 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 2, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.84 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.85 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.**



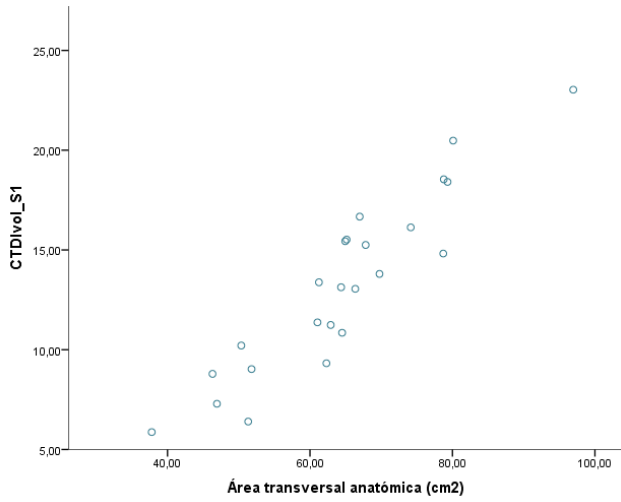
**Gráfico 13.86 – Distribuição do valor de DLP total (mGy.cm) pelo género e idade dos indivíduos aquando da realização do exame de TC. Dados relativos aos casos do protocolo standard de TC TAP.**

Contudo, entre géneros, registaram-se diferenças dos valores médios de  $CTDI_{vol}$ , de DLP, em cada uma das séries, e DLP total. De um modo geral, o género masculino registou valores 25% superiores quando comparados com os observados no género feminino (Tabela 13.51).

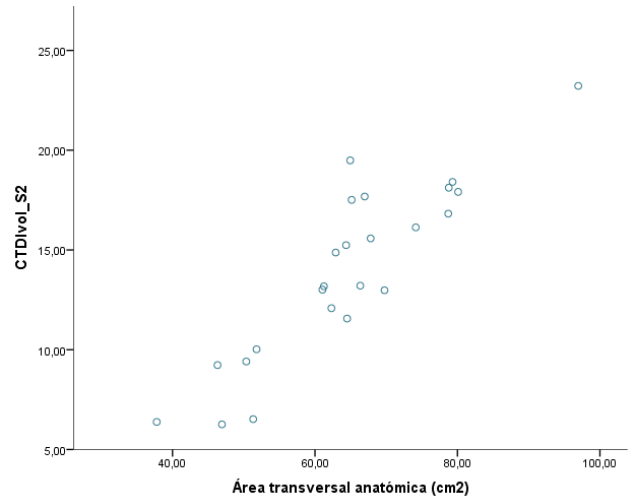
**Tabela 13.51 - Média dos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, da série 1 e série 2, e de DLP total, consoante o género, para os casos relativos ao protocolo standard de TC TAP.**

		$CTDI_{vol}$ Série 1	$CTDI_{vol}$ Série 2	DLP Série 1	DLP Série 2	DLP Exame
		(mGy)	(mGy)	(mGy.cm)	(mGy.cm)	(mGy.cm)
		Média	Média	Média	Média	Média
Género	Feminino	10,84	11,75	494,35	614,31	1108,66
	Masculino	14,97	15,52	673,18	797,08	1470,26

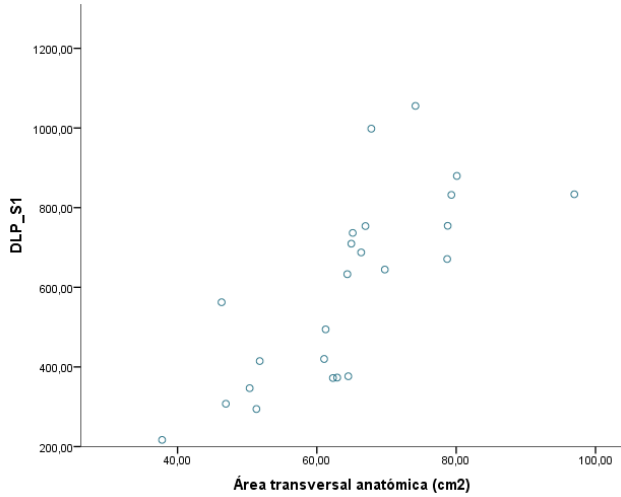
Pela na análise do Gráfico 13.87 e do Gráfico 13.88 constatou-se existir uma dependência entre o aumento da área efectiva e os valores de  $CTDI_{vol}$  (das duas séries de aquisição), traduzida por um aumento proporcional entre eles. Semelhantes resultados foram obtidos na análise da relação entre a dose efectiva e os valores de DLP da série 1, da série 2 e DLP total (Gráfico 13.89 a Gráfico 13.91).



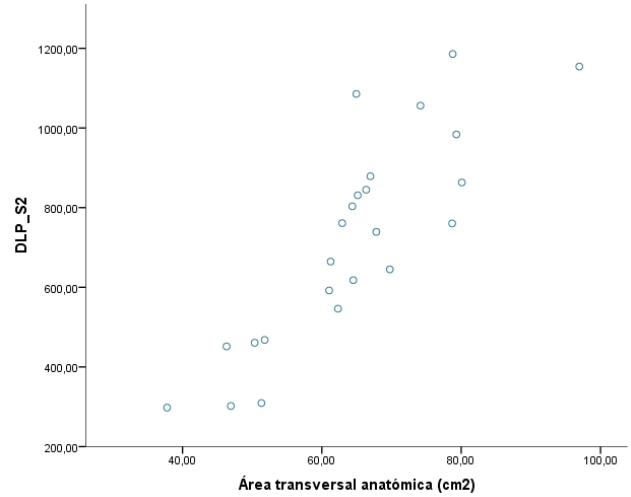
**Gráfico 13.87 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 1, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



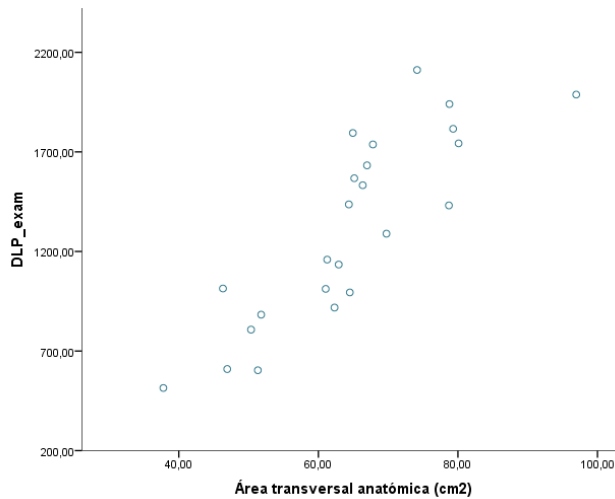
**Gráfico 13.88 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 2, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.89 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

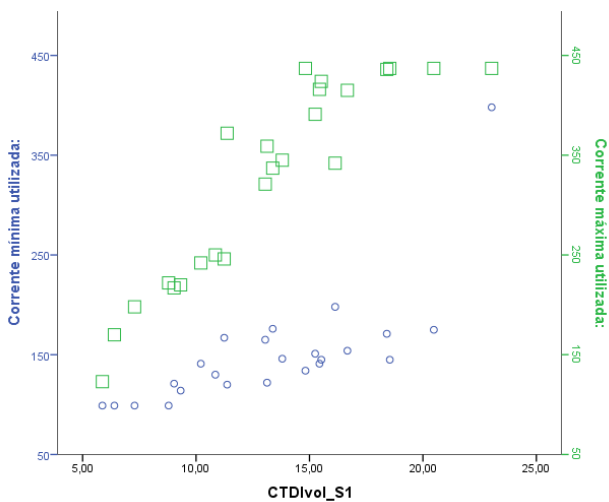


**Gráfico 13.90 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

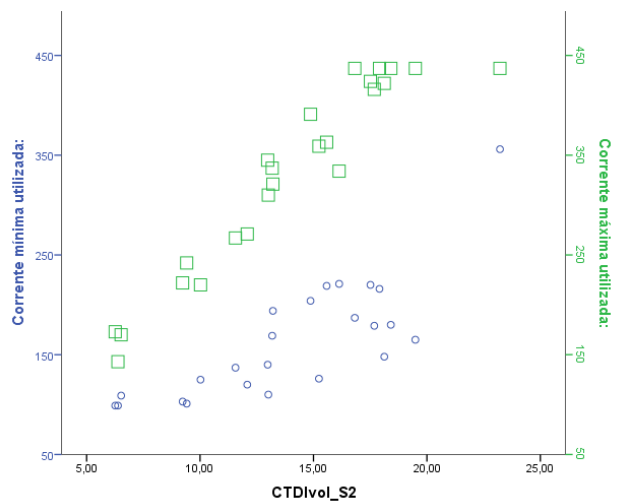


**Gráfico 13.91 – Distribuição do valor de DLP total (mGy.cm) pela área efectiva, para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

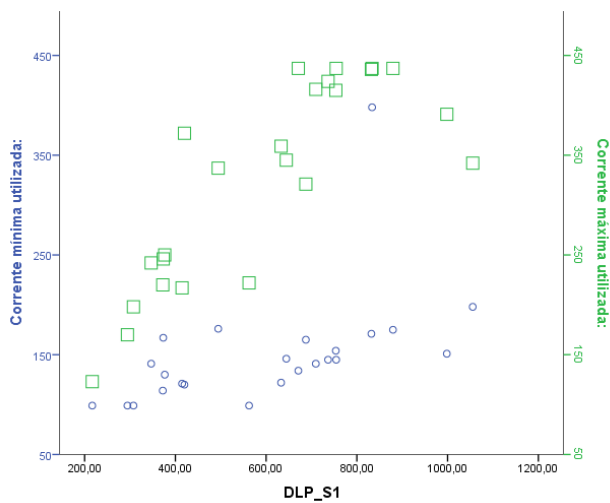
Constatou-se, ainda, existir uma tendência de aumento do valor de  $CTDI_{vol}$  e DLP (de cada série) com o aumento quer da corrente mínima, quer da corrente máxima. Graficamente foi possível observar uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP para valores de corrente mínima mais baixos e uma concentração dos valores mais elevados de  $CTDI_{vol}$  e DLP para os valores de corrente mais elevados (Gráfico 13.92 a Gráfico 13.95).



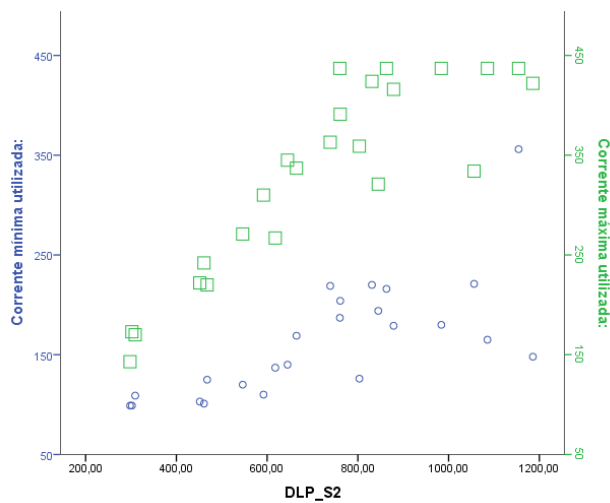
**Gráfico 13.92 – Variação do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 1, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.93 – Variação do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 2, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

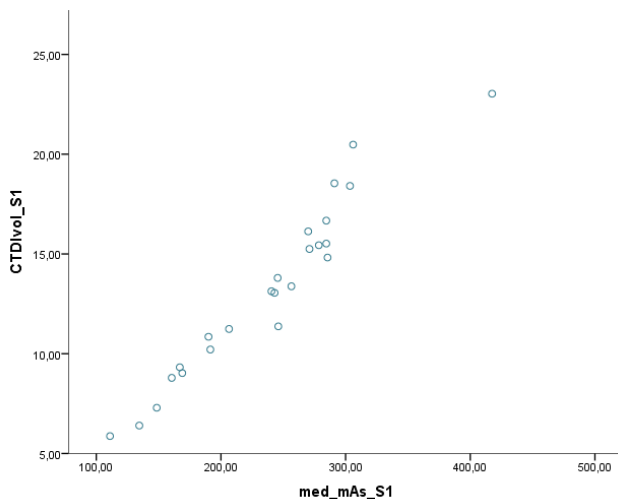


**Gráfico 13.94 – Variação do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

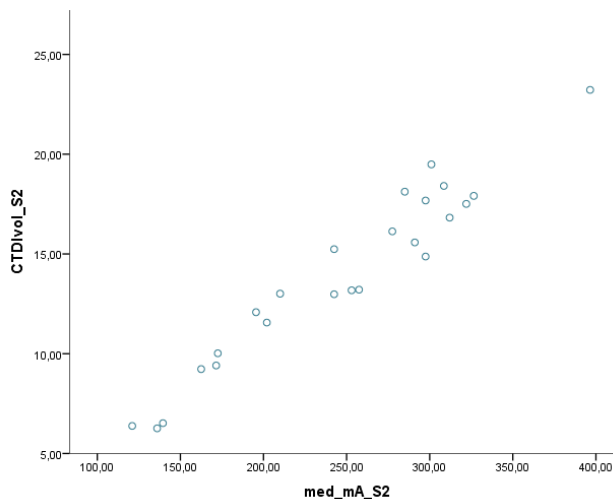


**Gráfico 13.95 – Variação do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, com a corrente (mA) mínima (circunferência azul) e máxima (quadrado verde), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

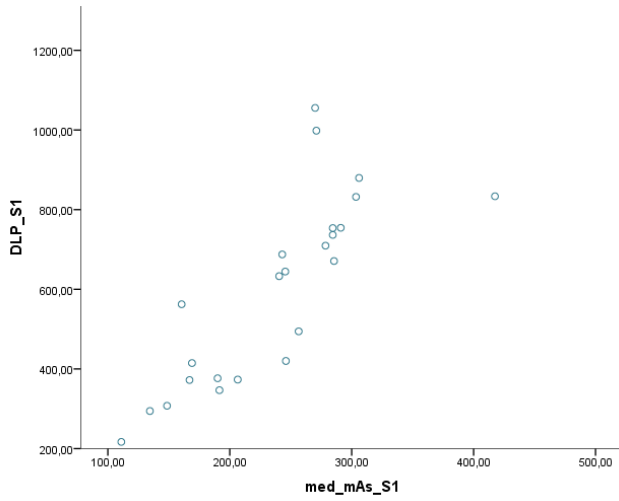
Verificou-se, também, uma relação de proporcionalidade crescente entre a média dos valores de corrente para cada registro e os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, mais consistente no caso do  $CTDI_{vol}$  (Gráfico 13.96 a Gráfico 13.99).



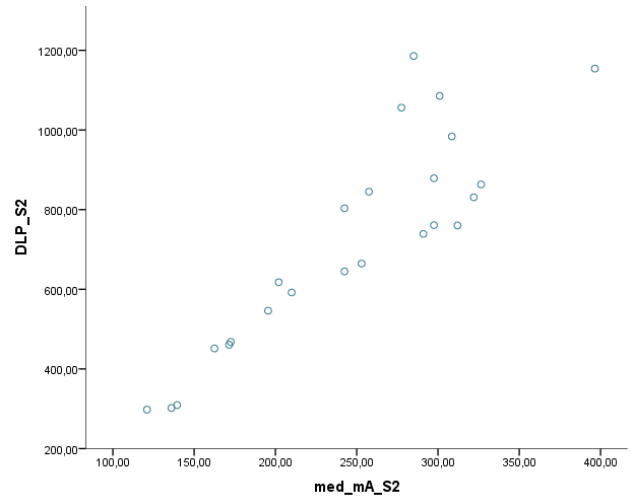
**Gráfico 13.96 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 1, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.97 – Distribuição do valor de  $CTDI_{vol}$  (mGy), na série 2, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.98 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 1, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**



**Gráfico 13.99 – Distribuição do valor de DLP (mGy.cm), na série 2, pela corrente média aplicada durante o exame (mA), para cada caso do protocolo standard de TC TAP.**

### 13.6. Exames pediátricos de TC

De acordo com o procedimento preestabelecido para os exames pediátricos de TC, apenas se analisaram os casos de exames pediátricos de TC dos seios perinasais (com 22,22% do total dos casos de TC dos seios perinasais (N=10)) e de exames pediátricos de TC crânio-encefálica (com 12,07% do total dos casos de TC crânio-encefálica (N=7)) (Tabela 13.2).

Nos casos da população pediátrica, o número de casos por protocolo standard nos exames de TC dos seios perinasais e nos exames de TC crânio-encefálica não cumpria os requisitos mínimos de 10 casos por protocolo standard, aconselhados pelas recomendações do ICRP e Bongartz et al. Ainda assim, e face aos objectivos deste trabalho e às observações obtidas nestes tipos de exame, optou-se por incluí-los e analisá-los neste capítulo referente aos resultados obtidos. Deste modo, os resultados adiante enunciados deverão ser interpretados, não como protocolos standard por tipo de exame pediátrico de TC mas como estudos de casos pediátricos.

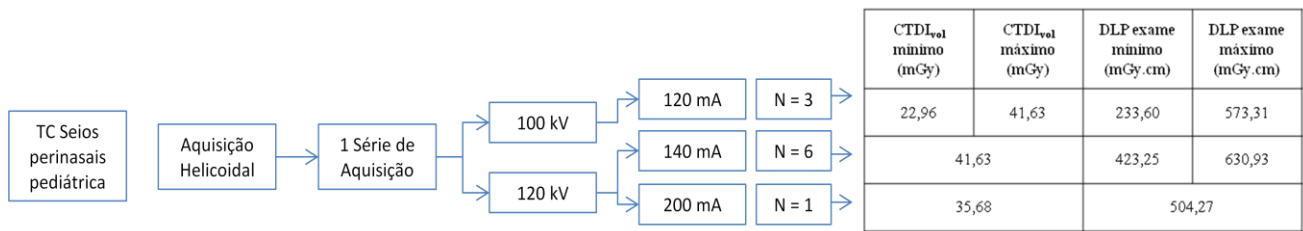
#### 13.6.1. TC dos seios perinasais

Observou-se um total de dez exames pediátricos de TC dos seios perinasais, quatro do género feminino e seis do género masculino (Tabela 13.52). A grande maioria dos casos foi registada na faixa etária entre os 11 e os 15 anos de idade aquando da realização do exame.

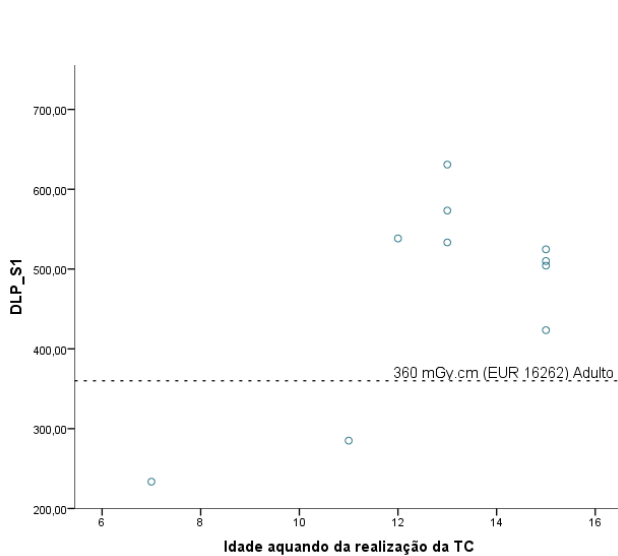
**Tabela 13.52 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC dos seios perinasais, pelo género e pelas faixas etárias pediátricas.**

		Faixa etária			
		Inferior ou igual a 1 ano de idade	Entre 2 e 5 anos de idade	Entre 6 e 10 anos de idade	Entre 11 e 15 anos de idade
		N.º casos	N.º casos	N.º casos	N.º casos
Género	Feminino	-	-	1	3
	Masculino	-	-	-	6

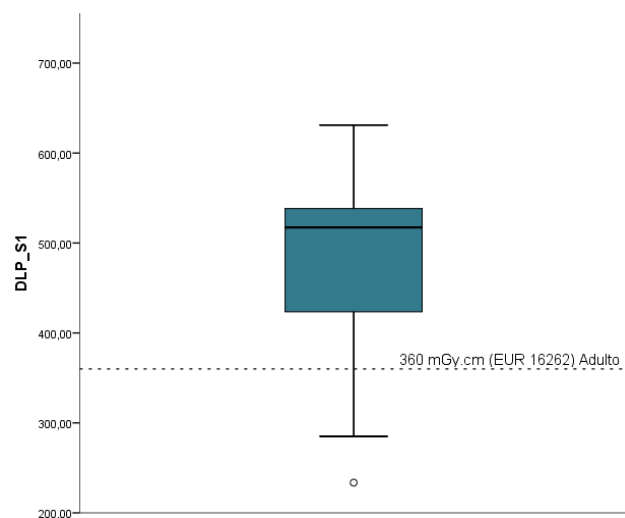
Todos os exames pediátricos de TC dos seios perinasais foram adquiridos numa única série de aquisição em modo helicoidal. Foram utilizados diferentes valores de tensão (kV) e de corrente (mA) em três combinações diferentes e os valores mínimos e máximos dos parâmetros dosimétricos de cada combinação foram registados (Figura 13.2). Nos dez exames pediátricos de TC dos seios perinasais registados, constatou-se o aumento do valor de  $CTDI_{vol}$  com o aumento da tensão e da corrente aplicada, valores fixos em cada caso para todos os registos.



**Figura 13.2 – Diagrama da distribuição do número de casos de exames pediátricos de TC dos seios perinasais pelos protocolos, com parâmetros técnicos idênticos (à eq.) e respectivos valores mínimos e máximos de CTDI<sub>vol</sub> (mGy) e DLP total (mGy.cm) (à dta.).**



**Gráfico 13.100 – Distribuição dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC dos seios perinasais (N=10).**



**Gráfico 13.101 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade aquando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC dos seios perinasais (N=10).**

Face ao limitado número de casos pediátricos não foi possível concluir sobre a distribuição dos valores de tensão e de corrente ao longo das idades aquando da realização dos exames, nem sobre a sua influência no CTDI<sub>vol</sub><sup>(26)</sup>. Relativamente ao DLP total, verificaram-se valores muito superiores aos recomendados pela Comissão Europeia para a TC dos seios perinasais em indivíduos adultos (360 mGy.cm) (Gráfico 13.100 e Gráfico 13.101). O de DLP total mínimo registado foi de 233,60 mGy.cm e o máximo de 630,93 mGy.cm (Figura 13.2).

<sup>(26)</sup> Uma vez que a conversão do valor de CTDI<sub>w</sub> (das recomendações europeias) em CTDI<sub>vol</sub> (CTDI<sub>w</sub> adaptado a parâmetros técnicos do protocolo específico utilizado nos exames de TC dos seios perinasais) varia consoante os parâmetros utilizados, nomeadamente tipo de aquisição e incremento entre cortes.

### 13.6.2. TC crânio-encefálica

Registou-se um total de sete exames pediátricos de TC crânio-encefálica, seis do género feminino e um do género masculino, distribuídos entre os 2 e os 10 anos de idade aquando da realização do exame (Tabela 13.53). A distribuição dos casos quanto à faixa etária, tipo de aquisição e número de séries de aquisição encontra-se evidenciada na Tabela 13.54.

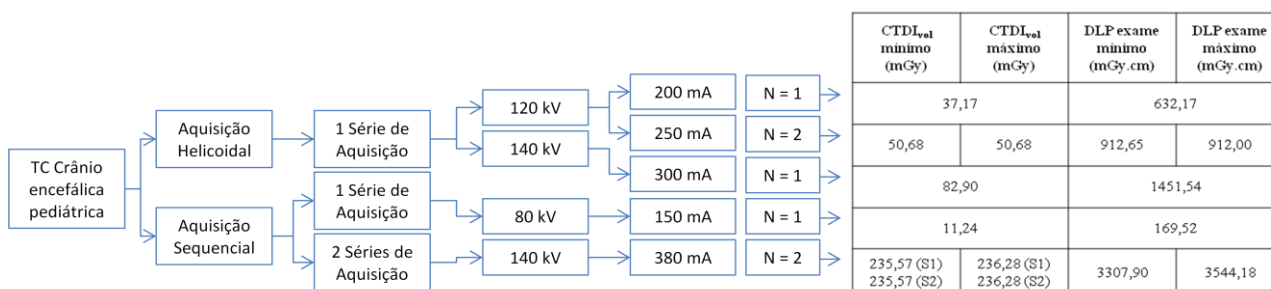
**Tabela 13.53 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC crânio-encefálica, pelo género e pelas faixas etárias pediátricas.**

Género		Faixa etária			
		Inferior ou igual a 1 ano de idade	Entre 2 e 5 anos de idade	Entre 6 e 10 anos de idade	Entre 11 e 15 anos de idade
		N.º casos	N.º casos	N.º casos	N.º casos
Feminino		-	4	2	-
	Masculino	-	-	1	-

**Tabela 13.54 – Distribuição do número de casos pediátricos de TC crânio-encefálica pelo tipo de aquisição, número de séries de aquisição e pelas faixas etárias pediátricas.**

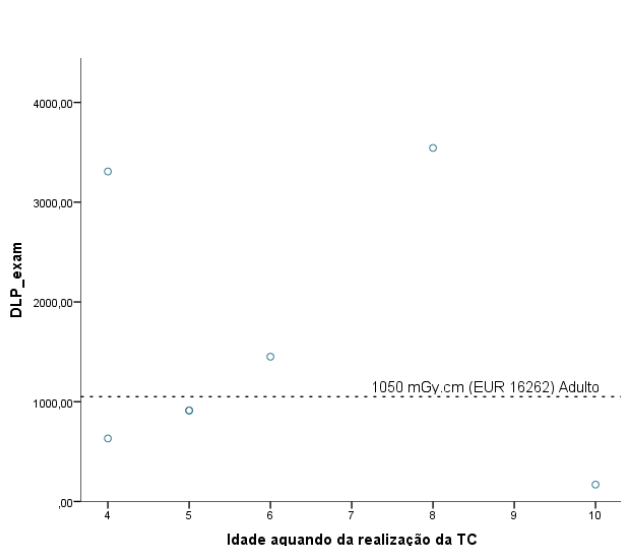
	Número de séries de aquisição	Faixa etária			
		Inferior ou igual a 1 ano de idade	Entre 2 e 5 anos de idade	Entre 6 e 10 anos de idade	Entre 11 e 15 anos de idade
		N.º casos	N.º casos	N.º casos	N.º casos
Helicoidal	1	-	3	1	-
	2	-	-	-	-
Sequencial	1	-	-	1	-
	2	-	1	1	-

Assim, os exames pediátricos de TC crânio-encefálica foram adquiridos em modos e número de séries diferentes, e com valores de tensão (kV) e de corrente (mA) diferentes. Cinco combinações dos parâmetros técnicos foram observadas e os valores mínimos e máximos dos parâmetros dosimétricos de cada combinação foram registados (Figura 13.3).

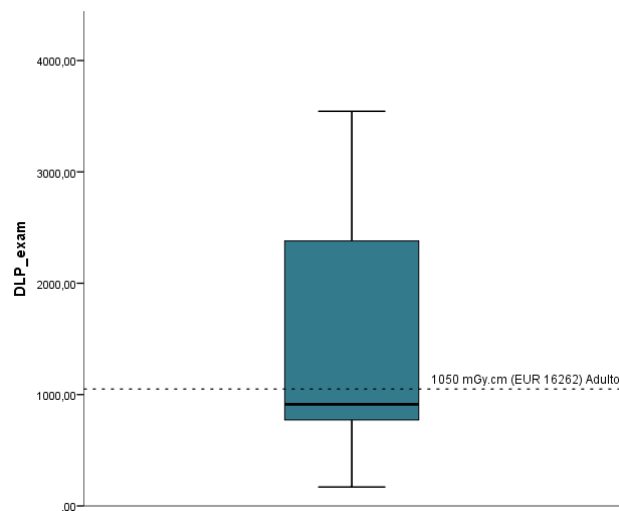


**Figura 13.3 - Diagrama da distribuição do número de casos de exames pediátricos de TC crânio-encefálica pelos protocolos, com parâmetros técnicos idênticos (à esq.) e respectivos valores mínimos e máximos de CTDI<sub>vol</sub> (mGy) e DLP total (mGy.cm) para a primeira série (S1) e segunda série (S2) de aquisição (à dta.).**

Nos dez exames pediátricos da TC crânio-encefálica, constatou-se o aumento do valor de  $CTDI_{vol}$  com o aumento da corrente aplicada (valor fixo em cada caso para todos os registos) (Figura 13.3).



**Gráfico 13.102 – Distribuição dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade quando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC crânio-encefálica (N=9).**



**Gráfico 13.103 – Distribuição em quartis dos valores de DLP total (mGy.cm) ao longo da idade quando da realização do exame para todos os exames pediátricos de TC crânio-encefálica (N=9).**

Face ao limitado número de casos pediátricos, à semelhança dos exames pediátricos de TC dos seios perinasais, nos exames pediátricos de TC crânio-encefálica não foi possível obter conclusões sobre a distribuição dos valores de tensão e de corrente ao longo das idades quando da realização dos exames, nem sobre a sua influência no  $CTDI_{vol}$  <sup>(27)</sup>.

Relativamente ao DLP total, verificaram-se valores muito superiores aos recomendados pela Comissão Europeia para exames de TC crânio-encefálica em indivíduos adultos (1050 mGy.cm) (Gráfico 13.102 e Gráfico 13.103). O de DLP total mínimo registado foi de 169,52 mGy.cm e o máximo de 3544,18 mGy.cm (Figura 13.3).

<sup>(27)</sup> Uma vez que a conversão do valor de  $CTDI_w$  (das recomendações europeias) em  $CTDI_{vol}$  ( $CTDI_w$  adaptado ao parâmetros técnicos do protocolo específico utilizado nos exames de TC crânio-encefálica) varia consoante os parâmetros utilizados, nomeadamente tipo de aquisição e incremento entre cortes.

### 13.7. Dose efectiva

Na Tabela 13.55 constam os valores de dose efectiva calculados para os protocolos standard dos indivíduos adultos, categorizados por tipo de estudo. Na Tabela 13.56 constam os valores de dose efectiva calculados separadamente para cada caso pediátrico e a média dos valores da dose efectiva individual por tipo de estudo pediátrico.

**Tabela 13.55 – Tabela resumo dos valores do terceiro quartil (3ºQ) de CTDI<sub>vol</sub> (mGy), de DLP (mGy.cm), da Dose efectiva (mSv), e comprimento de aquisição (cm) e Dose efectiva média (mSv) deste estudo e das referências nacionais para cada protocolo standard do tipo de exame de TC analisado, em exames de TC em indivíduos adultos.**

		CTDI <sub>vol</sub> (3ºQ) (mGy)	DLP (3º Q) (mGy.cm)	Dose efectiva (3º Q) (mSv)	Comprimento (cm)	DLP médio (mSv)	Dose efectiva média (mSv)	Dose efectiva típica * (mSv)
ADULTO (protocolo standard)	TC CE	-----	3544,18	8,15	-----	3349,80	7,70	2,04
	Série 1	235,48	-----	-----	-----	-----	-----	-----
	Série 2	235,60	-----	-----	-----	-----	-----	-----
	TC SPN	41,63	608,29	1,40	14,6	549,96	1,26	-----
	TC OUV	165,81	1240,80	2,85	7,5	1191,47	2,74	-----
	TC TX	18,91	637,03	10,83	33,7	501,30	8,52	4,93
	TC ABD	20,61	676,46	10,15	32,8	512,90	7,69	6,94
	TC AP	20,59	969,13	16,48	47,1	739,00	12,56	-----
	TC TAP	-----	1741,39	29,60	-----	1319,59	22,43	13,58
	Série 1	15,98	-----	-----	-----	-----	-----	-----
Série 2	17,64	-----	-----	-----	-----	-----	-----	

\*Dose Datamed 2 – Portugal (Tabela 5.2)

Da análise da Tabela 13.55 verificou-se que os tipos de exame com menor dose efectiva (resultado da conversão do valor 3º quartil do DLP) associada, são os exames de neurorradiologia. Deste, o tipo de exame de TC onde se registou a menor dose efectiva foi a TC SPN e o tipo de exame de TC onde se registou a maior dose efectiva foi a TC CE.

Os exames de radiologia de corpo registaram os maiores valores de dose efectiva deste estudo, com a TC TAP (exame triplo) a registar o valor mais elevado, seguida da TC AP (exame duplo).

Quando comparados os valores médios de dose efectiva deste trabalho com os dados nacionais mais recentes conhecidos – *Dose Datamed 2 Portugal* – verificou-se uma sistemática superioridade dos valores observados neste trabalho para a TC ABD (1,11 vezes superior), a TC TAP (1,65 vezes superior), a TC TX (1,73 vezes superior) e para a TC CE (3,77 vezes superior).

Nos casos de exames pediátricos de TC SPN e TC CE, registados na Tabela 13.56, verifica-se não existir uma relação entre o aumento da idade e a dose efectiva, para ambos os tipos de exame. A dose efectiva média da TC SPN pediátrica foi de 1,3 mSv. E a dose efectiva média da TC CE pediátrica foi igual a 5,6 mSv.

**Tabela 13.56 - Tabela resumo dos valores médios do terceiro quartil (3º Q) e dos valores para cada caso dos parâmetros CTDI<sub>vol</sub> (mGy), DLP (mGy.cm) e Dose efectiva (mSv), e comprimento de aquisição (cm), para os exames pediátricos de TC analisados.**

		CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dose efectiva (mSv)	Comprimento (cm)
PEDIATRIA (estudo de caso)	<b>TC dos seios perinasais</b>	<b>37,30 (3ºQ)</b>	<b>475,70 (3º Q)</b>	<b>1,3 (média)</b>	<b>12,6 (média)</b>
	<i>7 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	22,96	233,6	0,91	10,2
	<i>11 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,3</i>	22,96	285,03	0,85	12,4
	<i>12 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,3</i>	41,63	538,34	1,61	12,9
	<i>13 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	630,93	1,6	15,2
	<i>13 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	533,35	1,35	12,8
	<i>13 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	573,31	1,45	13,8
	<i>15 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	524,69	1,33	12,6
	<i>15 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	35,68	504,27	1,28	14,1
	<i>15 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	423,45	1,07	10,2
	<i>15 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,1</i>	41,63	510,04	1,29	12,3
	<b>TC crânio-encefálico</b>	<b>130,71 (3ºQ)</b>	<b>1616,55 (3ºQ)</b>	<b>5,6 (média)</b>	<b>13,1 (média)</b>
	<i>4 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	37,17	632,17	2,47	17
	<i>4 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	-----	3307,9	12,93	14
	<i>5 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	50,68	912,65	3,57	18
	<i>5 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	50,68	912	3,57	18
	<i>6 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,7</i>	82,9	1451,54	5,68	17,5
	<i>Série 1</i>	235,57	1417,67	-----	6,0
	<i>Série 2</i>	235,57	1890,23	-----	8,0
	<i>8 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,3</i>	-----	3544,18	10,60	15,0
<i>Série 1</i>	236,28	1417,67	-----	6,0	
<i>Série 2</i>	236,28	2126,51	-----	9,0	
<i>10 anos FC<sub>A→P</sub> = 1,3</i>	11,24	169,52	0,51	15,1	

## 14. Discussão dos Resultados

A par de outros estudos realizados em vários países do mundo, a AIEA lançou o projecto RER/9/093 - *Radiological Protection of Patients (Medical Exposure), Task 5: Patient dose management in computed tomography with special emphasis on pediatric patients* (aprovado em 2007) – com o intuito de tomar conhecimento das práticas europeias para desenvolvimento de novas recomendações, adaptadas e actualizadas, enquadradas na temática da protecção radiológica dos pacientes sujeitos a exames de TC.

A recolha de dados nesta dissertação foi coincidente com a da AIEA nos casos dos exames de radiologia de corpo – TC do tórax, TC do abdómen e TC da pélvis – e na TC crânio-encefálica. Para além dos casos de objecto de estudo da AIEA, e pelo conhecimento empírico da frequência de requisição de exames, foram recolhidos dados sobre outros exames de neurorradiologia – TC dos seios perinasais e TC dos ouvidos – e de combinações de exames de radiologia de corpo – TC abdominal e pélvica e TC do tórax, abdómen e pélvis.

Como o ICRP recomenda um mínimo de dez casos por protocolo para análise estatística, do total de dez tipos de exames de TC com dados recolhidos (Gráfico 13.1) apenas foram analisados sete nesta dissertação (TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais, TC dos ouvidos, TC do tórax, TC do abdómen, TC abdominal e pélvica e TC do tórax, abdómen e pélvis). Assim, dos casos objecto de estudo da AIEA, apenas a TC da pélvis não foi analisada. Nos exames de TC inicialmente propostos e que não eram objecto de estudo da AIEA, foi superado o limite mínimo do número de casos para cada tipo de exame, em todos estes tipos de exames, e como tal foram analisados.

Demograficamente, a amostra total compreendeu idades entre os 4 e os 96 anos aquando da realização do exame de TC. O tipo de instituição de saúde onde foram recolhidos os dados (de cuidados não exclusivos à população pediátrica) permitiu especular, antes do início dos trabalhos, a recolha de um reduzido número de casos pediátricos observados. Ainda assim, a ponderação destes casos sobre o total da amostra (6,54%) (Tabela 13.2) foi muito próxima da percentagem média de exames pediátricos de TC a nível mundial (7%) (Tabela 4.3), segundo as estimativas da UNSCEAR em 2010.

As características etárias variaram consoante o tipo de exame (Gráfico 13.4 e Tabela 13.1). O maior intervalo etário foi verificado na TC crânio-encefálica e foi na TC dos seios perinasais que se observou a menor mediana de todos os tipos de estudos analisados (29 anos de idade aquando da realização do exame de TC). Curiosamente, foi nestes dois tipos de exames de TC que se registou a maior percentagem pediátrica por tipo de exame (Gráfico 13.5 e Tabela 13.2).

Outra das características demográficas analisadas foi a aérea efectiva. Nos exames de radiologia de corpo, apesar da dispersão dos valores, parece existir uma relação natural de aumento da área efectiva com o aumento da idade (Gráfico 13.6). Adiante será discutida isoladamente em cada um destes tipos de estudo de TC.

Na TC CE verificou-se alguma variação nos dados dos exames recolhidos relativamente ao modo de aquisição e ao número de séries adquiridas, que pode ser justificada pela direccionalidade dos estudos a objectivos clínicos diferentes ou pelo nível de colaboração do paciente em meio hospitalar. Por exemplo, empiricamente sabe-se que em exames de TC CE frequentemente se opta por aquisições helicoidais, mais rápidas do que as aquisições sequenciais, em pacientes menos colaborantes ou mais ansiosos.

O protocolo standard da TC CE foi representativo de 71,2% (N=37) dos casos recolhidos, obtido em duas aquisições sequenciais. Constatou-se uma elevada consistência da tensão pico utilizada em ambas as séries, com todas as observações do protocolo adquiridas com 140 kVp. Já quanto à corrente aplicada, verificou-se uma maior dispersão de valores, em especial na segunda série. Uma vez que não foi utilizado o modo de selecção automática da corrente, esta dispersão pode ser justificada pelo ajuste manual deste parâmetro técnico ou pelo aquecimento da ampola de raios X, que limitou o output da corrente na segunda série do exame (note-se que todas as varrições de corrente foram observadas abaixo do valor que definiu o protocolo standard). Não se verificou qualquer relação entre os valores de corrente aplicada e o género.

Na TC CE o número médio de cortes na série 1 (2,5 mm de espessura) quase duplicou o número médio de cortes da série 2 (5 mm de espessura), concluindo-se que em ambas as séries se irradiou aproximadamente com o mesmo comprimento de aquisição. Apesar da mesma colimação total, a espessura de corte e o incremento da mesa variaram entre as séries. O resultado foi uma diferença no valor do  $CTDI_{vol}$  de cada série (convertido) das recomendações europeias (240mGy na série 1 e 120 mGy na série 2). Quando comparados os valores de referência da EUR 16262, verificou-se uma adequação do NRD local para a série 1 (235,48 mGy) e um valor de NRD local para a série 2 (235,60 mGy) aproximadamente 196,3% superior ao recomendado. Concomitantemente, o NRD local para o DLP (354,18 mGy.cm) superou em 337,54% os valores recomendados pela EUR 16262. Face a estes factos, torna-se imperativo averiguar a necessidade de optimização dos parâmetros técnicos na segunda série de aquisição ou na irradiação com comprimento estritamente necessário às estruturas anatómicas de interesse (desde *forâmen magnum* até ao vértice do crânio (EUR 16262)).

Pela análise do Gráfico 13.47 e do Gráfico 13.48 verificou-se existir uma tendência de aumento da variação dos valores de  $CTDI_{vol}$  com o aumento da idade. Não nos foi possível avaliar a relação dos parâmetros dosimétricos com a área efectiva por limitações do estudo anteriormente documentadas. Contudo, verificou-se uma aparente tendência linear proporcional crescente do DLP com o aumento do número de cortes (Gráfico 13.49 e Gráfico 13.50). Enquanto na série 1 o aumento de DLP ocorre a cada quatro cortes (de 2,5 mm de espessura e espaçamento), na série 2 o aumento do DLP ocorre a cada 2 cortes (de 5,0 mm de espessura e espaçamento). Deste modo conclui-se que o aumento do DLP não ocorre directamente pelo aumento do número de cortes, nem pela sua espessura ou espaçamento por si só, mas sim pelo aumento do comprimento de aquisição. Este crescimento não foi proporcional à colimação total (10 mm).

Outro dos tipos de exame de TC analisado foi a TC SPN. Neste caso, obteve-se uma elevada consistência nos registos quanto ao modo de aquisição e número de séries. O parâmetro técnico que mais variou foi a tensão pico, com três quartos das observações a registar 140 kVp. Como todos os parâmetros técnicos do protocolo standard foram fixos, o valor de  $CTDI_{vol}$  foi constante em todas as observações nos 41,53 mGy, valor este 33,16% inferior ao das recomendações da CE. Por sua vez, todas as observações do protocolo standard registaram valores de DLP acima dos recomendados pela EUR 16262, tendo o 3º quartil superado em 68,97% o valor aconselhado.

Como o NRD local de  $CTDI_{vol}$  (que caracteriza a técnica de TC) foi inferior às recomendações, conclui-se que os parâmetros técnicos utilizados foram adequados ao tipo de estudo por TC. Porém, como o NRD local de DLP (que caracteriza a exposição do paciente) foi muito superior às recomendações, e segundo a fórmula de conversão de  $CTDI_{vol}$  em DLP, concluiu-se que se irradiou um comprimento de aquisição superior ao esperado. Este facto pode resultar da definição de um comprimento de aquisição excessivamente grande pelo técnico de radiologia, ou por características demográficas da população (como a dimensão longitudinal da face e/ou dos seios perinasais, não está documentada na literatura para esta população). Dos factores demográficos que nos foi possível avaliar, nem o género, nem a idade aquando da realização do exame evidenciou uma relação com os valores de DLP registados para o protocolo standard (Gráfico 13.55). Outro factor que pode ter contribuído para os elevados valores de DLP decorre do incorrecto posicionamento da cabeça do paciente para a realização do exame. Quanto mais próximo estiver o plano axial de aquisição do plano órbito-meatal, menor a necessidade de irradiar estruturas anatómicas acima ou a baixo das estruturas de interesse para, posterior pós-processamento de imagem.

A TC OUV foi o tipo de exame de TC que apresentou maior consistência dos parâmetros técnicos no protocolo standard, definido por 24 casos do total de 33 registos. Todos os casos foram adquiridos numa série única em modo helicoidal. O parâmetro que mais variou foi a corrente, que se fixou em 300 mA em 24 observações e 240 mA em 8 observações. Destes 24 registos que definiam o protocolo standard, verificou-se que o NRD local de  $CTDI_{vol}$  excedeu em 35,61% o valor recomendado pela EUR 16262 e o valor de NRD local para o DLP excedeu em 18,17%.

Esta superioridade do NRD local de  $CTDI_{vol}$  indicou-nos que os parâmetros técnicos podem estar desajustados e uma análise local que incida sobre a optimização e/ou minimização dos parâmetros é aconselhada para adequação do protocolo às recomendações europeias. Em teoria, pela fórmula de conversão de  $CTDI_{vol}$  em DLP, a superioridade do NRD local do DLP está directamente relacionada com o elevado valor de  $CTDI_{vol}$ . E como é quase metade no caso do DLP, é possível assumir que o comprimento de aquisição foi inferior ao esperado pela EUR 16262.

Como não existem valores de referencia para o  $CTDI_{vol}$  ou DLP específicos para a TC dos ouvidos, as recomendações europeias assumem os valores de referencia da TC CE. Anatomicamente, o comprimento de aquisição necessário para um exame de TC CE (onde são incluídos ouvidos) é superior ao comprimento de aquisição necessário para a TC ouvidos (onde são excluídas outras estruturas incluídas na TC CE). Assim, o valor de DLP pode ser, hipoteticamente, mais reduzido do que o documentado nas EUR 16262.

Dos factores demográficos que nos foi possível avaliar para os exames de TC OUV, nem o género, nem a idade aquando da realização do exame evidenciou uma relação com os valores de DLP registados para o protocolo standard (Gráfico 13.57).

Relativamente aos exames de TC OUV concluiu-se que não se respeitaram as recomendações da CE quanto aos descritores de dose.

Outro dos tipos de exame analisado foi a TC TX. Como nos restantes exames de TC de corpo, a TC TX foi caracterizada pelo modo de aquisição helicoidal e por recurso à modulação automática de corrente. Deste modo, foram registados valores de corrente mínima e máxima que diferiram de paciente para paciente e que variaram entre o output mínimo (99 mA) e o output máximo (437 mA) do equipamento, para os 120 kVp que definiram o protocolo standard da TC TX. Constatou-se uma tendência de aumento dos valores de corrente mínima e máxima com o

aumento da idade, mas mais evidente com o aumento da área efectiva. Não se verificou dependência dos valores de corrente com o género.

Tendo em conta as características do controlo automático de corrente do equipamento de TC e considerando que a área transversal tende a aumentar, naturalmente, com o aumento da idade, concluiu-se que a variação de corrente foi fortemente influenciada pela área efectiva. Esta conclusão foi reforçada quando comparada a relação da média dos valores de corrente com o aumento da idade (graficamente com dados mais dispersos (Gráfico 13.13)) e com o aumento da área efectiva (graficamente com dados mais concentrados ao longo de uma linha de proporcionalidade crescente (Gráfico 13.14)). E como se registou que o aumento da média da corrente faz crescer o valor de  $CTDI_{vol}$  e DLP (Gráfico 13.64 e Gráfico 13.65) numa relação proporcional, pode-se inferir que a corrente foi o principal factor de influência nos parâmetros dosimétricos. Graficamente, os valores mínimos de  $CTDI_{vol}$  e DLP parecem estar associados ao valor de corrente mínima (Gráfico 13.62) e os valores máximos de  $CTDI_{vol}$  e DLP associados ao valor máximo de corrente (Gráfico 13.63).

Pela análise dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP, verificou-se que os NRD locais se encontravam abaixo dos valores sugeridos pela EUR16262, sugerindo uma adequação das práticas locais às recomendações europeias.

Na TC ABD verificou-se uma maior variação nas observações quanto ao número de séries adquiridas em cada exame (até quatro séries de aquisição), embora todos os casos tenham sido adquiridos em modo helicoidal. O protocolo tipo foi caracterizado por uma série de aquisição, uma tensão de 120 kVp e uma corrente variável entre o output mínimo (99 mA) e o output máximo (437 mA) do equipamento, para os 120 kVp que definiram o protocolo standard (N=22).

Ao contrário da TC TX, na TC ABD não se verificou existir uma relação entre a corrente mínima, máxima ou média da corrente com o género ou com a idade aquando da realização do exame. A relação de dependência dos valores de corrente apenas foi verificada quando relacionada com a área efectiva. Neste caso, constatou-se um aumento proporcionalmente crescente da corrente mínima, máxima e média de corrente com o aumento da área transversal (Gráfico 13.16 e Gráfico 13.18).

Concomitantemente, observou-se graficamente um aumento dos descritores de dose,  $CTDI_{vol}$  e DLP, com o aumento da área efectiva. Ora, sabendo que a o valor de corrente cresce proporcionalmente com o aumento da área efectiva (porque foi utilizada modulação automática

de corrente) e que o valor dos parâmetros dosimétricos cresce proporcionalmente com o aumento da área efectiva, concluiu-se que os parâmetros dosimétricos crescem proporcionalmente com o aumento do valor de corrente (Gráfico 13.72 e Gráfico 13.73). Para além desta relação, verificou-se uma concentração dos valores máximos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente máximos e, uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente mínimos.

Em todos os exames de TC ABD do protocolo standard, foram registados valores de  $CTDI_{vol}$  inferiores aos recomendados pela CE. Já quanto aos valores de DLP, apesar do terceiro quartil da amostra (correspondente ao NRD local) se encontrar abaixo do recomendado, constatou-se a existência de alguns casos com valores superiores às recomendações EUR 16262, possivelmente devido a comprimentos de aquisição superiores ao esperado. Tal facto é perfeitamente aceitável à luz do conceito dos NRD, pois este considera a possibilidade de variações demográficas ou de práticas ajustadas a um objectivo clínico. Ainda assim, pode-se sugerir um estudo futuro que estude a temática deste trabalho associada ao estudo da conformidade das estruturas anatómicas de referência para o início e término de cada tipo de exame.

Pelo facto do terceiro quartil dos valores de ambos os parâmetros dosimétricos se encontrar abaixo dos valores recomendados pela ERU 16262, conclui-se uma adequação das práticas nos exames de TC ABD às recomendações europeias.

O protocolo standard da TC AP foi definido por 35 dos 58 casos registados. Estes 35 casos foram adquiridos em modo helicoidal numa série única e com uma tensão de 120 kVp.

À semelhança dos outros exames de radiologia de corpo, foi utilizado o controlo automático de corrente. Foram registados valores de corrente compreendidos entre o output mínimo (99 mA) e o output máximo (437 mA) do equipamento, para os 120 kVp que definiram o protocolo standard.

Apesar de a área efectiva aumentar com a idade aquando da realização do exame (Gráfico 13.6 c)), apenas se observou uma relação entre a corrente e a área efectiva. Os valores de corrente seleccionados automaticamente não apresentaram uma relação clara com o género ou com a idade aquando da realização do exame. Mas manifestaram uma tendência proporcional crescente do valor de corrente mínima, máxima e média de corrente com o aumento da área efectiva.

Constatou-se, ainda, a existência de uma concentração dos valores máximos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente máximos e, uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente mínimos. Quando analisada a relação entre o valor médio de corrente por registo, concluiu-se existir uma proporcionalidade crescente com ambos os descritores de dose de TC.

Nos exames de TC AP, todos os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP dos registos do protocolo standard foram observados abaixo dos valores de referência da EUR 16262, concluindo-se a adequação dos parâmetros técnicos e dosimétricos do protocolo tipo ao recomendado pela CE.

Na TC TAP verificou-se alguma variação nos dados dos exames recolhidos relativamente ao modo de aquisição e ao número de séries adquiridas, que pode ser justificada pelo elevado número de estruturas anatómicas passíveis de serem estudadas, por exemplo em diversas fases após a administração de contraste iodado endovenoso, e pela direccionalidade dos estudos a um ou mais objetivos clínicos.

O protocolo standard da TC TAP foi representativo de 43,6% (N=24) do total de registos para este tipo de exame. De acordo com os objetivos deste trabalho, apenas se analisou o protocolo standard, embora se tenham definido dois protocolos tipo secundários (Tabela 13.36 e Tabela 13.37). Curiosamente em todos eles constatou-se a consonância em quase todos os parâmetros técnicos de aquisição, como por exemplo no modo de aquisição e na tensão pico utilizada.

O protocolo tipo da TC TAP é definido pela aquisição em modo helicoidal, em duas séries de aquisição, com recurso a uma tensão de 120 kVp em ambas as séries e a valores de corrente variáveis selecionados automaticamente pelo equipamento de TC.

Em ambas as séries, os valores de corrente variaram entre o output mínimo (99 mA) e o output máximo (437 mA) do equipamento, para os 120 kVp e que dependeram da área efectiva. Não foi evidente qualquer relação entre a idade aquando da realização do exame e os valores de corrente, embora o aumento da idade pareça ter uma relação directa com o aumento da área efectiva (Gráfico 13.6 d)). Graficamente, a média da corrente apresenta uma relação linear crescente com a área efectiva.

Como o protocolo standard da TC TAP foi definido por duas séries de aquisição, o  $CTDI_{vol}$  (que caracteriza a técnica utilizada) destas foi analisado individualmente. Uma vez que não existem referências nas recomendações europeias – EUR 16262 – quanto a este tipo de exame triplo, optou-se por comparar as observações com o NRD do tórax ( $CTDI_{vol} = 21,82$  mGy), o NRD do abdómen ( $CTDI_{vol} = 25,45$  mGy) e com o NRD da pélvis ( $CTDI_{vol} = 25,45$  mGy). Verificou-se

que em todas as observações o valor de  $CTDI_{vol}$  foi inferior ao valor de referência para o abdómen ou pélvis; e que o terceiro quartil das observações foi inferior ao valor de referência para o tórax, abdómen ou pélvis. Assim conclui-se a adequação dos parâmetros técnicos do protocolo standard ao recomendado pela CE.

Do mesmo modo que não existem valores de referência para o  $CTDI_{vol}$ , também não existem valores de DLP discriminados para a TC TAP. Para efeitos comparativos, optou-se por somar o NRD do tórax (DLP = 650 mGy.cm), o NRD do abdómen (DLP = 780 mGy.cm) e com o NRD da pélvis (DLP = 570 mGy.cm) que fez um total de 2000 mGy.cm. E verificou-se que o terceiro quartil do NRD local foi inferior em 12,93 % em relação 2000 mGy.cm assumidos como referência. Deste modo concluiu-se a adequação da exposição do paciente às recomendações europeias.

As variações nos valores de  $CTDI_{vol}$  e de DLP não aparentam estar relacionados com o género ou a idade aquando da realização do exame e exibem um comportamento de proporcionalidade crescente com o aumento da área efectiva. Esta relação foi evidente, como referido anteriormente, com o aumento da corrente. Assim conclui-se que o aumento da área efectiva faz aumentar a corrente aplicada e que o aumento da corrente aplicada aumenta directamente os descritores de dose.

Graficamente é visível a existência de uma concentração dos valores máximos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente máximos e, uma concentração dos valores mais baixos de  $CTDI_{vol}$  e DLP quando utilizados os valores de corrente mínimos. Quando analisada a relação entre o valor médio de corrente por registo, concluiu-se existir uma proporcionalidade crescente com ambos os descritores de dose de TC.

O número de exames pediátricos recolhidos neste trabalho constituiu uma grande limitação do estudo. Todavia, e apesar do reduzido número de exames pediátricos recolhidos, o seu total representou 6,54% da amostra, sendo este valor muito próximo da percentagem de exames pediátricos de TC realizados a nível mundial (7%), segundo a UNSCEAR em 2010. Assim, optou-se por analisar apenas os exames de TC pediátricos com uma percentagem dentro de cada tipo de exame igual ou superior à média de 7% realizados a nível mundial. E acordo com o procedimento, analisaram-se os exames pediátricos de TC SPN e TC CE, agrupados pela coincidência de parâmetros técnicos (Figura 13.2).

Na TC SPN recolheram-se dados de dez casos pediátricos que contribuíram em 22,22% do total de exames de TC SPN da amostra. À semelhança da TC SPN nos adultos, constatou-se que todos os exames pediátricos foram adquiridos em modo helicoidal numa série única.

Os valores de tensão pico utilizados nos casos pediátricos (100 kVp e 120 kVp) foram inferiores aos utilizados no protocolo standard nos adultos (140 kVp). Como estes valores são seleccionados manualmente no planeamento do exame, concluiu-se ter existido preocupação na minimização da dose, quanto à tensão pico, nestes casos.

Os valores de corrente também variaram na amostra de casos pediátricos. Não foi utilizada modulação automática de corrente e os valores de corrente foram fixos em 120 mA, 140 mA ou em 200mA, à semelhança da TC SPN nos adultos.

O número de observações dificultou a caracterização quanto à técnica utilizada, inviabilizando o apuramento de NRD locais de  $CTDI_{vol}$  para os exames pediátricos de TC SPN. Contudo, analisou-se a distribuição em quartis dos valores de DLP e verificou-se que terceiro quartil (correspondente ao NRD local para TC SPN pediátrico) foi mais de 1,4 vezes superior aos 360 mGy.cm recomendados na EUR 16262 para o adulto. Curiosamente, todos os registos do protocolo standard da TC SPN no adulto também excederam o valor de referência de DLP das recomendações europeias. Nos exames pediátricos verificou-se uma tendência de aumento do valor de DLP com o aumento da idade aquando da realização do exame.

Face às características específicas do grupo pediátrico (elevada radiosensibilidade e elevada esperança média de vida) torna-se imperativo a otimização dos protocolos de TC SPN utilizados em pediatria de modo a minimizar os riscos decorrentes do diagnóstico por TC. Por exemplo, Galanski et al (Figura 10.2) sugerem um ajustamento da corrente e do tempo de rotação da ampola baseado numa diminuição tanto maior quanto menor a idade aquando da realização do exame.

Quanto à TC CE, foram recolhidos sete casos de TC CE pediátrica entre os 2 e os 10 anos de idade, e que contribui em 12,07% para o total de casos de TC CE. Constatou-se uma grande variação dos parâmetros técnicos utilizados, quanto ao número de series, tipo de aquisição tensão pico e corrente utilizada.

Foi nos exames pediátricos adquiridos em modo sequencial que se registaram os maiores valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, excepto num caso onde foi utilizado o menor valor de tensão (80 kVp) e corrente (150 mA fixo) de todos os casos pediátricos. Dentro de cada modo de aquisição verificou-se o aumento dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP, com o aumento do valor de tensão pico e com o aumento do valor de corrente.

O valor máximo de  $CTDI_{vol}$  e DLP total foi registado quando utilizados os parâmetros técnicos correspondentes ao protocolo standard de TC CE no adulto (236,28 mGy e 3544,18 mGy.cm, respectivamente). O valor mínimo de  $CTDI_{vol}$  e DLP total foi registado com a aquisição numa série única, em modo sequencial, com 80kVp e 150 mA fixo.

Pelo mesmo motivo enunciado na discussão da TC pediátrica dos SPN, e pela grande variação de protocolos utilizados nos exames pediátricos de TC CE, não foi analisada a dependência dos valores de  $CTDI_{vol}$  na TC pediátrica CE. Por sua vez, os valores de DLP aparentam crescer com o aumento da idade aquando da realização do exame, tendo o NRD local (correspondente ao 3º quartil da amostra) para os exames pediátricos de TC sido mais do dobro do recomendado pela EUR 16262 para exames de TC CE no indivíduo adulto. Se os NRD pediátricos locais forem comparados com outras referências bibliográficas, verifica-se que as excederam entre 3 a 8 vezes (SHRIMPTON, 2000) e entre 4 a 9 vezes (SHRIMPTON, 2006) os níveis de referência sugeridos noutros estudos em amostras pediátricas.

À semelhança dos exames pediátricos de TC CE, nos exames pediátricos de TC SPN são sugeridos na literatura estratégias de minimização e optimização dos parâmetros técnicos com enfoque na redução dos parâmetros técnicos corrente e tempo (GALANSKI, 2006) ou na redução da tensão pico. Galanski et sugerem que o ajuste do produto da corrente pelo tempo de rotação da ampola (mAs) deve ser adaptado à faixa etária, nos exames de neurorradiologia, e à idade e/ou peso corporal, nos exames de radiologia de corpo.

Apesar dos descritores de dose  $CTDI_{vol}$  e DLP fornecerem informações úteis no planeamento e na caracterização do exame quanto à componente técnica do protocolo e quanto à exposição dos pacientes, a dose efectiva é o descritor de dose mais adequado à quantificação do risco da exposição. Como nenhum dos registos dosimétricos fornecidos pelo equipamento contemplava a dose relativa à ou às imagens de referência, não foi considerada no cálculo da dose efectiva. Apesar do contributo da dose efectiva das imagens de referência de TC na dose efectiva total do exame de TC ser pequeno (entre 0,2 e 4,7 vezes superior à dose efectiva de um radiograma planar (O'DANIEL, 2004)) a probabilidade de risco é acrescida.

Na análise dos resultados constatou-se que a dose efectiva média dos exames de TC realizados no protocolo standard (coincidentes com o TOP 20 nacional) foi entre 1,11 e 3,77 vezes superior aos valores de referência nacionais mais actuais. Tal indicou-nos um risco decorrente da exposição à radiação ionizante superior nos exames dos protocolos standard deste trabalho em relação ao risco da população nacional num factor até quase quatro vezes superior.

Foi nos exames de TC de corpo que se registaram os maiores valores de dose efectiva média do protocolo standard, em parte devido aos superiores comprimentos de aquisição (em relação aos exames de neurorradiologia) (Tabela 13.55), em parte devido a coeficientes de conversão  $E_{DLP}$  mais elevados do que nos exames de neurorradiologia (Tabela 6.2).

Nos exames pediátricos, verificou-se não existir uma relação entre o aumento da idade e a dose efectiva, quer na TC SPN, quer na TC CE. E constatou-se que a dose efectiva média da TC SPN pediátrica foi de 1,3 mSv e da TC CE pediátrica foi igual a 5,6 mSv. Este valor, apesar de inferior ao obtido neste trabalho para a TC CE no adulto (7,70 mSv), foi quase três vezes superior à dose efectiva típica nacional (2,04 mSv) (Tabela 13.55). Assim, para os casos pediátricos analisados o risco decorrente da exposição foi quase três vezes superior ao risco da população nacional.

Naturalmente, esperava-se que o comprimento de aquisição aumentasse com o aumento da idade aquando da realização do exame. Curiosamente, apesar do reduzido número de casos pediátricos da TC CE, a análise da Tabela 13.56 sugere a existência de uma relação de aumento do comprimento de aquisição com a diminuição da idade.

Por não ser objectivo de estudo a avaliação da justificação das requisições de exames de TC, assumiu-se que todos foram justificados clinicamente. Os resultados deste trabalho seriam mais alarmantes, em especial nos casos pediátricos, caso se verificassem percentagens elevadas de exames de TC efectuados não justificados, como constatou Oikarinen et al.

Após se terem identificado as elevadas doses, em especial nos casos pediátricos, a equipa foi alertada no sentido de tomar medidas no ajuste dos parâmetros técnicos, sempre que possível. Contudo ainda não foram criados protocolos standard para exames pediátricos, por tipo de estudo e por faixa etária ou peso. Espera-se que os resultados e conclusões deste trabalho contribuam para a melhoria das práticas locais e para a protecção radiológica, em especial na população pediátrica.

A optimização das práticas, no que se refere ao ajuste de parâmetros técnicos de aquisição, deve ser sempre associada a um mecanismo de averiguação da qualidade das imagens, apoiada numa avaliação visual dependente de observadores treinados (tendencialmente mais subjectiva), ou num software dedicado de avaliação automática dos diversos parâmetros que definem a qualidade de imagem.

Apesar das limitações deste trabalho, este constitui um documento académico com elevado potencial para melhoria das práticas pela equipa, num contexto de protecção radiológica,

idealmente incentivada pelas chefias locais. Para avaliar a mudança das práticas, sugere-se a elaboração de trabalho com moldes semelhantes a esta dissertação, após a aplicação de orientações locais e criação de protocolos otimizados, em especial nos exames de neurorradiologia e nos exames pediátricos de TC.

## 15. Conclusões

Com este trabalho propunha-se efetuar uma análise das práticas na realização de exames de Tomografia Computorizada (TC) em adultos e pediátricos, com vista à optimização dos procedimentos técnicos. Para tal, tomaram-se como referências as recomendações europeias mais recentes para os exames de TC – *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* – e um estudo financiado e lançado em 2011 pela Comissão Europeia, em que Portugal participou – *Dose Datamed 2*.

De acordo com os objectivos específicos deste trabalho chegou-se a um protocolo standard, com um conjunto de parâmetros técnicos definidos, para os exames de: TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais, TC dos ouvidos, TC do tórax, TC do abdómen, TC do abdómen e pélvis e TC do tórax, abdómen e pélvis.

De um modo geral, constatou-se uma consistência de todos os parâmetros técnicos para os exames de neurorradiologia, onde maioritariamente variou o comprimento de aquisição. Nos exames de radiologia de corpo, verificou-se uma consistência de todos os parâmetros de aquisição, à excepção da corrente aplicada, que variou num intervalo de valores associada à utilização de mecanismos automáticos de selecção de corrente.

Devido ao baixo número de observações, eventualmente pelo reduzido número de requisições de exames, não nos foi possível definir um protocolo standard para os exames de: TC da pélvis, Angio-TC crânio-encefálica e Angio-TC do tórax.

Para todos os exames de TC cujo protocolo standard foi definido, verificaram-se valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP, variáveis de acordo com o tipo de exame de TC: TC crânio-encefálica ( $CTDI_{vol}$  (S1) = 235,48 mGy;  $CTDI_{vol}$  (S2) = 235,60 mGy e DLP = 3544,18 mGy.cm), TC dos seios perinasais ( $CTDI_{vol}$  = 41,63 mGy e DLP = 608,29 mGy.cm), TC dos ouvidos ( $CTDI_{vol}$  = 165,81 mGy e DLP = 1240,80 mGy.cm), TC do tórax ( $CTDI_{vol}$  = 18,91 mGy e DLP = 637,03 mGy.cm), TC do abdómen ( $CTDI_{vol}$  = 20,61 mGy e DLP = 676,46 mGy.cm), TC do abdómen e pélvis ( $CTDI_{vol}$  = 20,59 mGy e DLP = 969,13 mGy.cm) e TC do tórax, abdómen e pélvis ( $CTDI_{vol}$  (S1) = 15,98 mGy;  $CTDI_{vol}$  (S2) = 17,64 mGy e DLP = 1741,39 mGy.cm). Concluiu-se existir uma inadequação dos protocolos standard, relativamente às recomendações europeias, nos exames de TC crânio-encefálica, TC dos seios perinasais e TC dos ouvidos.

O valor de DLP dependeu, como esperado, do valor de  $CTDI_{vol}$  e do comprimento de aquisição do exame. Nos exames de radiologia de corpo, concluiu-se que o valor de  $CTDI_{vol}$  dependeu

essencial e proporcionalmente com os valores de corrente, que por sua vez variaram proporcionalmente com a área efectiva dos pacientes.

Numa perspectiva de avaliação do risco, para os pacientes, decorrente da exposição aquando da realização de um exame de TC, verificou-se existir uma variação da dose efectiva média de acordo com o tipo de exame de TC: TC crânio-encefálica ( $E = 7,70$  mSv), TC dos seios perinasais ( $E = 1,26$  mSv), TC dos ouvidos ( $E = 2,74$  mSv), TC do tórax ( $E = 8,52$  mSv), TC do abdómen ( $E = 7,69$  mSv), TC do abdómen e pélvis ( $E = 12,56$  mSv) e TC do tórax, abdómen e pélvis ( $E = 22,43$  mSv). E concluiu-se que as doses efectivas médias, para o protocolo standard dos tipos de estudo analisados, foram entre 1,11 e 3,77 vezes superior aos valores de referência nacionais mais actuais, indicando um risco acrescido para estes casos em relação à população portuguesa.

Uma limitação deste estudo assentou no reduzido número de observações de casos pediátricos. Associada à variação de parâmetros técnicos entre registos, não nos permitiu definir um protocolo standard para os estudos pediátricos por TC. Pelo mesmo motivo, e de acordo com os procedimentos de trabalho preestabelecidos, apenas se analisaram os casos de exames pediátricos de TC dos seios perinasais e TC crânio-encefálica. Não obstante, foi possível caracterizar a exposição pediátrica, em termos de DLP, e dos riscos da exposição, em termos de dose efectiva.

A avaliar pelos descritores de dose, concluiu-se a imperatividade de criação de protocolos pediátricos específicos, uma vez que se observaram valores de DLP muito superiores aos recomendados pela Comissão Europeia para a população adulta: aproximadamente 1,4 vezes superior na TC pediátrica dos seios perinasais, e mais do dobro na TC pediátrica crânio-encefálica. Esta diferença é mais alarmante se se comparar com estudos direccionados à população pediátrica, podendo os valores de DLP registados ser até nove vezes superiores aos obtidos por outros autores.

Os valores de dose efectiva média variaram consoante o tipo de exame pediátrico de TC: 1,3 mSv no caso da TC dos seios perinasais e 5,6 mSv no caso da TC crânio-encefálica. Este valor, apesar de inferior ao obtido neste trabalho para a TC crânio-encefálica no adulto (7,70 mSv), foi quase três vezes superior à dose efectiva típica nacional (2,04 mSv), reforçando-se a necessidade de revisão das práticas nos exames pediátricos de TC.

Nos casos pediátricos constatou-se não existir uma relação inequívoca que relacione os valores de  $CTDI_{vol}$  com o aumento ou a diminuição da idade aquando da realização dos exames de TC. Curiosamente, no caso da TC crânio-encefálica parece existir uma tendência de aumento do valor de DLP com o aumento da idade.

Após se terem identificado as elevadas doses, em especial nos casos pediátricos, a equipa de profissionais de saúde foi alertada no sentido de tomar medidas no ajuste dos parâmetros técnicos, sempre que possível. Espera-se que os resultados e conclusões deste trabalho contribuam para a melhoria das práticas locais, inseridas na problemática da protecção radiológica, e na definição de Níveis de Referência de Dose locais, optimizados, em especial na população pediátrica.

Este trabalho teve como principal limitação o reduzido número de observações de casos pediátricos, previsto antes do início dos trabalhos uma vez que o local de recolha de dados se trata de uma unidade de cuidados de saúde não direccionados exclusivamente à população pediátrica. Ainda assim, os resultados e conclusões permitem alertar para a necessidade de revisão das práticas locais, em especial nos exames pediátricos de TC. Outra limitação do estudo consistiu na assumpção dos valores dos parâmetros dosimétricos,  $CTDI_{vol}$  e DLP, automaticamente fornecidos no planeamento e no final de cada exame, calculados a partir de modelos teóricos padrão. Sendo esta a ferramenta mais imediata disponível para os profissionais de saúde envolvidos na execução dos exames de TC, e tendo em conta o cumprimento de um plano de manutenções preventivas (do fabricante) e de um plano de controlo de qualidade (independente do fabricante), assumiu-se uma elevada confiança nos valores dos parâmetros dosimétricos fornecidos pelo equipamento.

Apesar do elevado valor dos resultados e das conclusões deste trabalho para a optimização das práticas locais, torna-se necessário a elaboração de um estudo futuro que avalie as eventuais alterações nas práticas locais, de forma a medir o impacto da optimização dos protocolos. Adicionalmente seria de grande valor a elaboração de um estudo que direccionasse protocolos técnicos a objectivos clínicos específicos, e onde se analisassem a adequação dos parâmetros dosimétricos ao objectivo clínico, tendo como referência, por exemplo, as recomendações da Comissão Europeia.

## 16.Referências bibliográficas

- (ACR, 2008) American College of Radiology. **Practice guideline for the performance of pediatric computed tomography (CT)**. 2008 (disponível online em [http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality\\_safety/guidelines/dx/PediatricCT.aspx](http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/guidelines/dx/PediatricCT.aspx), acessado em 25/09/2010)
- (APS, 2009) Associação Portuguesa de Seguradores. Pascoal, A., Carrasqueiro, S., Vale, F., Silva, A., Encarnação, P., Calado, C.. **Os seguros de saúde privados no contexto do sistema de saúde português - Capítulo 5: Caracterização do estágio de inovação tecnológica em saúde em Portugal**. 2009.
- (BAUHS, 2008) Bauhs JA, Vrieze TJ , Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. **CT dosimetry: comparison Comparison of Measurement Techniques and Devices**. RadioGraphics 2008; 28:245-253
- (BEIR V, 1990) Committee on Biological Effects of Ionizing Radiations, Board on Radiation Effects Research, Commission on Life Sciences, National Research Council. **Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation – BEIR V**. National Academy Press, Washington, DC, 1990
- (BEIR VII) Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Board on Radiation Effects Research, Division on Earth and Life Studies. National Research Council of the National Academies. **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation – BEIR VII Phase 2**. National Academy Press, Washington, DC, 2006
- (BRISSE, 2009) Brisse HJ, Aubert B. **CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007-2008 SFIPP/ISRN survey**. J Radiol. 2009; 90(2):207-15.
- (BRIX, 2003) Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Greibel J, et al. **Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey**. Eur Radiol 2003;13:1979–91
- (BRIX, 2004) Brix G, Lechel U, Veit R, et al. **Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study**. Eur Radiol 2004;14:1275–1284.
- (BUSHBERG, 2002) Bushberg JT, Seibert, JA, Leidholdt Jr, EM, Boone, JM. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2<sup>nd</sup> edition. Liipincott Williams Wilkins. 2002

- (CE, 1996) European Commission. **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic radiographic Images in Paediatrics** (Luxembourg: EC) EUR 16261 (1996)
- (CE, 1998) European Commission. **Radiation protection 102. Implementation of the Medical Exposure Directive 97.43.Euratom.** Proceedings of the international workshop held in Madrid, on 27 April 1998. (1998)
- (CE, 1999) European Commission. **Radiation protection 109 - Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures.** (1999)
- (CE, 2000) European Commission. **Radiation protection 118 - Referral Guidelines for Imaging.** (2000)
- (CHRISTNER, 2010) Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. **Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning.** AJR 2010; 194:881-889
- (CORBETT, 1998) Corbett RH, Faulkner K **Justification in radiation protection. Report on a meeting organized by the BEIR Radiation Protection Committee in association with the European Commission.** Br J Radiol. 1998; 71:905–907
- (CRISPIM, 2014) Crispim R, Vieira AL, **Computer Tomography Scanners in Portugal (1990-2011).** Biomed Biopharm Res., 2014; (11) 1:55-63
- (DGS, 2002) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 1999,** Maio de 2002.
- (DGS, 2003) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2000,** Junho de 2003.
- (DGS, 2004) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2001,** Julho de 2004.
- (DGS, 2005a) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2003,** Setembro de 2005.

- (DGS, 2005b) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2002**, Fevereiro de 2005.
- (DGS, 2006) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2004**, Setembro de 2006.
- (DGS, 2007) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2005**, Dezembro de 2007.
- (DGS, 2008) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2006**, Dezembro de 2008.
- (DGS, 2009) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2007**, Julho de 2009.
- (DGS, 2010) Direcção Geral de Saúde. Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde. Divisão de Estatísticas de Saúde. **Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2008**, Dezembro de 2010.
- (DIÁLOGO, 2010) Revista Diálogo. **Serviços e Soluções - Saúde. Primeiro Somatom Definition As Plus instalado em Portugal**. Outubro de 2009, disponível online em <http://www.jcc.pt/pt/>, acedido em 07/08/2010).
- (DONNELLY, 2004) Donnelly LF. **Reducing Radiation Dose Associated with Pediatric CT by Decreasing Unnecessary Examinations**. *AJR* 2005; 184:655-657
- (DOWD, 1999) Dowd SB, Tilson ER. **Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology**. 2<sup>nd</sup> edition. WB Saunders Company. 1999
- (DREM, 2006) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2003**, Fevereiro de 2006.
- (DREM, 2007a) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2004**, Setembro de 2007.
- (DREM, 2007b) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2005**, Janeiro de 2007.

- (DREM, 2009a) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2006**, Dezembro de 2009.
- (DREM, 2009b) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2007**, Fevereiro de 2009.
- (DREM, 2010) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2008**, Junho de 2010
- (DREM, 2011) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2009**, Abril de 2011
- (DREM, 2012) Direcção Regional de Estatísticas da Madeira. **Estatísticas da Saúde da Região Autónoma da Madeira no ano de 2010**, Março de 2012
- (ERS, 2009) Entidade Reguladora da Saúde. **Estudo sobre a concorrência no sector da imagiologia**, Março de 2009.
- (EUR 16262) European Commission. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography** (Luxembourg: EC) EUR 16262 (1999) (disponível online em <http://www.sprmn.pt/legislacao/ficheiros/EuropeanGuidelinesEur16261.pdf>, acedido em 17/04/2010)
- (FRICKE, 2003) Fricke BL, Donnelly LF, Frush DP, Yoshizumi T, Varchena V, Poe SA, Lucaya J. **In-Plane Bismuth Breast Shields for Pediatric CT: Effects on Radiation Dose and Image Quality Using Experimental and Clinical Data**. AJR 2003; 180:407-411
- (GALANSKI, 2006) Galanski M, Nagel HD, Stamm G. **Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany. Results of a Nation-wide Survey in 2005/2006**. 2006 (disponível online em [http://www.mh-hannover.de/fileadmin/kliniken/diagnostische\\_radio\\_logie/download/Report\\_German\\_Paed-CT-Survey\\_2005\\_06.pdf](http://www.mh-hannover.de/fileadmin/kliniken/diagnostische_radio_logie/download/Report_German_Paed-CT-Survey_2005_06.pdf) acedido em 10/10/2010)
- (GOLDMAN, 2008) Goldman LW. **Principles of CT: Multislice CT**. Journal of Nuclear Medicine Technology. 2008; 36(2): 57-68
- (HART, 2004) Hart D, Wall BF. **UK Population dose from medical x-ray examinations**. Eur J Radiol 2004; 50: 285-291
- (HUDA, 2008) Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. **Effective dose and dose-length product in CT**. Radiology: 2008; 248 (3): 995-1003

- (IAEA, 1996) International Atomic Energy Agency. **Safety series no. 115. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources.** Viena (1996)
- (IAEA, 2002) International Atomic Energy Agency. **Safety Standards Series. Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation.** Viena (2002)
- (IAEA, 2009) International Atomic Energy Agency. **Safety reports series n.º 59. Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures: A Pilot Study.** Viena (2009)
- (KALENDER, 1999) Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. **A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography.** Eur Radiol 1999;9:555–562
- (KALENDER, 2011) Kalender WA. **Computed Tomography – fundamentals, system technology, image quality, applications.** 3<sup>rd</sup> edition. Publicis Publishing. 2011.
- (KALRA, 2004) Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. **Strategies for CT Radiation Dose Optimization.** Radiology 2004; 230:619–628
- (KALRA, 2004) [Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake, MA,](#) Shepard JA, Saini. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. Radiology. 2004; 230, 619-628.
- (KHURSHEED, 2002) **Khursheed A Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF.** Influence of patient age on normalized effective doses. *British Journal of Radiology.* 2002; 75:819-830
- (KLANDER, 1999) Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. (1999). **A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography.** European Radiology 9: 555-562
- (LEWIS, 2005) Lewis MA, Edyvean S. **Patient dose reduction in CT.** The British Journal of Radiology. 2005; 78:880–883
- (LINTON, 2003) Linton OW, Mettler FA Jr. **National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients.** AJR Am J Roentgenol 2003;181:321-329.
- (LINTON, 2003) Linton, OW, Mettler FA. **National conference on dose in CT, with emphasis on pediatric patients.** AJR 2003;181:321–329
- (MALONE, 2008) Malone JF. **New ethical issues for radiation protection in diagnostic radiology.** Radiat Prot Dosim. 2008; 129:6–12

- (MARVIN, 2008) Marvin R. **Diagnostic Reference Levels for Medical Exposure of Patients: Icrp Guidance and Related Icrp Quantities.** 2008; 95 (5): 461-699
- (MCNITT-GRAY, 2002) McNitt-Gray MF. **AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT.** RadioGraphics. 2002; 22:1541-1553
- (METTLER, 2000) Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. **CT scanning: patterns of use and dose.** J Radiol Prot 2000 ;20:353-359
- (METTLER, 2000) Mettler Jr FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. **CT scanning: patterns of use and dose.** *J. Radiol. Prot.* 2000; 20:353
- (MUHOGORA, 2010) Muhogora WE, Ahmed NA, AlSuwaidi JS, Beganovic A, Ciraj-Bjelac O, et al. **Paediatric C9T examinations in 19 developing countries: frequency and radiation dose.** Radiation Protection Dosimetry. 2010: 1-10
- (NISHIZAWA, 2004) Nishizawa K, Matsumoto M, Iwai K, Maruyama T. **Survey of CT practice in Japan and collective effective dose estimation.** Nippon Acta Radiol. 2004; 64(3): 151-158
- (NRPB- R318) Hart D, Wall BF, Shrimpton PC, Bungay DR, Dance DR. NRPB- R318- Reference Doses and Patient Size in Paediatric Radiology. November (2000)
- (NRPB-SR250) Jones DG, Shrimpton PC. NRPB-SR250: **Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques.**
- (O'DANIEL, 2004) O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD. **Reducing Radiation Exposure from Survey CT Scans.** *AJR* 2005; 185:509-515
- (OCDE, 2010) Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico. Organization for Economic Co-operation and Development. **OECD Health Data 2010**, Junho de 2010, disponível online em [http://www.oecd.org/document/16/0,3343,en\\_2649\\_34631\\_2085\\_200\\_1\\_1\\_1\\_37407,00.html](http://www.oecd.org/document/16/0,3343,en_2649_34631_2085_200_1_1_1_37407,00.html), acedido em 23/04/2010
- (OCDE, 2013) Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico, Organization for Economic Co-operation and Development. **OECD Health Data 2013**, disponível online em [http://stats.oecd.org/index.aspx?DataSetCode=HEALTH\\_STAT](http://stats.oecd.org/index.aspx?DataSetCode=HEALTH_STAT), acedido em 29/10/2013
- (OIKARINEN, 2010) Oikarinen H, Meriläinen S, Pääkkö E, Karttunen A, Nieminen MT, Tervonen O. **Unjustified CT examinations in young patients.** Eur Radiol. 2009; 19: 1161-1165.

- (OLERUD, 1997) Olerud HM, Saxebol G. **Diagnostic Radiology in Norway from 1983 to 1993 - Examination Frequency and Collective Effective Dose to Patients.** Radiation Protection Dosimetry 1997; 74: 247-260
- (PAGES, 2003) Pages J, Buls N, Osteaux M. CT doses in children: a multicentre study. The British Journal of Radiology. 2003; 76 803–811
- (PAPADIMITRIOU, 2003) Papadimitriou D, Perris A, Manetou A, Molfetas M, Panagiotakis N, Lyra-Georgosopoulou M, Hourdakos K, Kottou S, Tosi G, Origgi D, Vigorito S. **A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs.** Radiation Protection Dosimetry. 2003; 104(1):47–53
- (PATERSON, 2001) Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. **Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients?** AJR Am J Roentgenol 2001;176:297-301.
- (PIERCE, 1996) Pierce DA, Shimizu Y, Preston DL, Vaeth M, Mabuchi K. **Studies of the mortality of atomic bomb survivors.** Report 12, Part I. Cancer: 1950-1990. Radiat Res. 1996;146(1):1-27.
- (RAISSAKI, 2004) Raissaki MT. **Pediatric radiation protection.** Eur Radiol Syllabus. 2004, 14:74–83
- (REGULLA, 2005) Regulla DF, Eder H. **Patient exposures in medical x-ray imaging in Europe.** Radiat Prot Dosimetry. 2005;14:11-25.
- (RODA, 1999) Roda AR, Lopes MC, Fausto A. Níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada e informação de dose ao paciente no IPOCFG,EPE. Sociedade Portuguesa de Radiologia e Medicina Nuclear. Acta Portuguesa Radiológica. Nº83, Julho/Sembro, 2009.
- (RP, 154) Aroua A, Aubert B, Back C, Biernaux M, Einarsson G, Frank A, Friberg EG, Griebel J, Hart D, Järvinen H, Leitz W, Muru K, Nekolla E, Olerud HM, Tenkanen- Rautakoski P, Trueb P, Valero M, Waard I de, Waltenburg H, Ziliukas J. **Collective doses from medical exposures: an inter-comparison of the “TOP 20” radiological examinations based on the EC guidelines RP 154 H.M.** 2010
- (SERRO, 1992) Serro R, Carreiro JV, Galvão JP, Reis R. **Population dose assessment from radiodiagnosis in Portugal,** Radiation Protection Dosimetry, 1992: 43:65-68.
- (SHRIMPTON, 2000) Shrimpton PC, Wall BF. **Reference doses for paediatric computed tomography.** Radiat Prot Dosim 2000;90: 249–52.

- (SHRIMPSON, 2006) Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn, M. **National survey of doses from CT in the UK: 2003**. The British Journal of Radiology. 2006; 79: 968–980
- (SREA, 2006a) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2006**. Setembro de 2006.
- (SREA, 2006b) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2005**. Novembro de 2006
- (SREA, 2007) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2007**. Outubro de 2007.
- (SREA, 2010a) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2008**. Setembro de 2010.
- (SREA, 2010b) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2009**. Outubro de 2010.
- (SREA, 2011) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2010**. Setembro de 2011.
- (SREA, 2012) Serviço Regional de Estatísticas dos Açores. **Estatísticas da Saúde 2011**. Novembro de 2012.
- (STAMM, 2002) Stamm G, Nagel HD. **CT-expo: a novel program for dose evaluation in CT**. Rofo 2002;174:1570–1576.
- (SUNTHARALINGAM, 2008) Suntharalingam, N. P., E; Hendry, J. (2002). **Basic Radiobiology - Chapter 14** (disponível online em [http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/pdf\\_files/Chapter14.pdf](http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/pdf_files/Chapter14.pdf) , acessado em 13/07/2010)
- (TACK, 2007) Tack D, Gevenois PA. **Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography**. Springer. 2007
- (TELES, 2012) Teles P, Carmen de Sousa M, Paulo G, Santos J, Pascoal A, Cardoso G, Lança I, Matela N, Janeiro L, Sousa P, Carvoeiras P, Parafita R, Santos AI, Simãozinho P, Neves M, Vaz P. **Avaliação da exposição da população portuguesa a radiações ionizantes devido a exames médicos de radiodiagnóstico e medicina nuclear – Relatório sobre os resultados do projecto Dose Datamed 2 Portugal**. Abril de 2012, disponível online em [http://www.itn.pt/projs/ddm2-portugal/Relatorio\\_Dose\\_Datamed2\\_Portugal.pdf](http://www.itn.pt/projs/ddm2-portugal/Relatorio_Dose_Datamed2_Portugal.pdf) , acessado em 21/03/2014.

- (TSAPAKI, 2001) Tsapaki T, Kottou S, Papadimitriou D. **Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece.** The British Journal of Radiology. 2001; 74 :836–840
- (UNSCEAR, 1993) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, *Sources and effects of Ionizing Radiation*, Report to the General Assembly of the United Nations with Scientific Annexes, United Nations sales publication, UNSCEAR 1993.
- (UNSCEAR, 1993) UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 1993.** Disponível online em [https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx\\_de\\_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf](https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx_de_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf), acessado em 25/04/2014.
- (UNSCEAR, 2000) UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000.** Disponível online em [https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx\\_de\\_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf](https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx_de_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf), acessado em 25/04/2014.
- (UNSCEAR, 2008) UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2008.** Disponível online em [https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx\\_de\\_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf](https://www.oecd-nea.org/rp/vaulx_de_cernay09/presentations/Holmberg%20CRPPH%20CONSENT%20OK.pdf), acessado em 25/04/2014.
- (UNSCEAR, 2010) UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2010.** Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. Volume I: Sources. UN Sales Publication. New York, USA: United Nations, (2010)
- (YALES, 2004) Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE. **Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia.** Br J Radiol 2004;77:472–8.

**Decreto-Lei n.º 240/2000 de 26 de Setembro**

**Decreto-Lei n.º 279/2009 de 6 de Outubro**

**Decreto-Lei n.º 492/99 de 17 de Novembro**



## **ANEXO A – Relatório de controlo de qualidade**



**MEDICALCONSULT, S.A**  
Campo Grande, 56 – 8º A  
1700-093 Lisboa  
Portugal



**KCARE**

**King's Care**  
Department of Medical  
Engineering and Physics  
Kings College Hospital  
Denmark Hill  
London SE5 9 RS



## CERTIFICADO DE CONTROLO DE QUALIDADE

*Certifica-se que a unidade de Tomografia Computorizada, **GE Brightspeed Elite** instalada no Centro Hospitalar de Torres Vedras, em Torres Vedras, está sujeita a um Programa de Controlo de Qualidade, garantindo-se desta forma que obedece aos critérios dosimétricos e de qualidade de imagem recomendados pelo Institute of Physics and Engineering in Medicine, e em acordo com o Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto.*

Certificado N.º: IMI.TOV\_CQ\_1201

Emitido em: 20 de Setembro de 2012

Válido até : 20 de Setembro de 2013

**Medicalconsult, S.A.**

**Eng.º Pedro Carvoeiras**  
Unidade de Controlo de  
Qualidade

**Eng.º Hugo Trindade**  
Unidade de Controlo de  
Qualidade

## **ANEXO B – Formulário e instruções**



**Universidade Católica Portuguesa**

**Faculdade de Engenharia**

**Caracterização da prática em Tomografia  
Computorizada: realização de exames em  
pacientes adultos e pediátricos**

**Instruções e Formulário**

**2011/2012**



## **INTRODUÇÃO**

Em Portugal, as técnicas imagiológicas de diagnóstico representam 32% do total de exames de diagnóstico realizados em meio hospitalar. Destes a Tomografia Computorizada (TC) representa 11% do total de exames imagiológicos.

Associado aos benefícios no diagnóstico, estadiamento e controlo de alterações anatomo-patológicas que esta técnica tem demonstrado, existem riscos inerentes à utilização de radiação X (ionizante). Foi reportado (Noruega) que apesar da TC ser representativa de apenas 7% dos exames de radiodiagnóstico com radiação ionizante, representam 30% da dose efectiva colectiva e, que no período 1990-1999 a dose efectiva colectiva relativa a exposições médicas aumentou de 20% para 40% (Inglaterra).

No panorama nacional existem poucos dados relativos a protocolos de exame e indicadores de dose em TC. Esta lacuna dificulta o conhecimento de tendências na prática clínica da TC, na análise da adequação às recomendações internacionais e na identificação de mecanismos de optimização dos procedimentos e conducentes à definição de níveis de referência para diagnóstico em CT pediátrica e em indivíduos adultos.

Esta pesquisa visa caracterizar as tendências na prática em instituições nacionais de modo enquadrá-las no contexto das recomendações internacionais. Insere-se nas actividades do projecto IAEA (RER/09/93) e nas recomendações do quadro legal Português para optimizar a protecção do paciente em procedimentos imagiológicos (Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto).

## **OVERVIEW**

O preenchimento do formulário pretende a recolha de informação relativa ao protocolo de exame, ao equipamento de TC utilizado e à caracterização do paciente. Os dados serão recolhidos sob a forma escrita ou por selecção das opções fornecidas. Todas as informações e dados recolhidos serão abordados e tratados de modo anónimo e confidencial, embora se reconheça e agradeça a importância de todos os participantes. Poderá indicar o seu nome, função exercida e um contacto (ex. email) caso pretenda ser contactada(o).

A sua participação neste estudo é muito importante pois fornecerá dados valiosos que contribuirão para a caracterização e análise de indicadores nacionais de exames de TC em indivíduos adultos e pediátricos.

## **PROCEDIMENTO E CONTACTOS**

Após preenchido o questionário será recolhido na instituição onde exerce funções. \_Em caso de dúvida ou para mais esclarecimentos contacte:

[ricardocrispims@gmail.com](mailto:ricardocrispims@gmail.com)

Este questionário foi adoptado do questionário publicado no website de CT Users Group (<http://ctug.org.uk/>) originalmente desenvolvido para um Inquérito Europeu em TC a decorrer.



## INSTRUÇÕES DE PREENCHIMENTO

### 1. Instituição

Este campo deverá encontrar-se pré-preenchido.

### 2. Equipamento de TC

Este campo deverá encontrar-se pré-preenchido. Caso exista mais do que um equipamento de TC na instituição deverá seleccionar o equipamento onde o exame foi realizado.

### 3. Exame(s) de TC utilizado(s)

Selecione a(s) opções correspondentes ao(s) exame(s) de TC realizado(s).

### 4. Justificação do exame

Sempre que possível indique o/os factores na origem da requisição do exame.

### 5. Idade, Peso, Género

Deverá indicar por extenso o peso e a idade do paciente aquando da realização do exame, e seleccionar o género do paciente.

### 6. Dimensão AP e Dimensão lateral do paciente

Sempre que possível, indique a maior dimensão anteroposterior e lateral do paciente. Caso não seja possível, indique uma referência para posterior medição (ex. através do RIS). As dimensões são obtidas através de funcionalidades biométricas da consola ou posteriormente através do RIS.

### 7. Séries (1-3)

Cada exame realizado pode ser constituído por uma ou mais séries de aquisição (ex. com e sem contraste endovenoso), representadas em colunas. Os dados devem ser preenchidos linha a linha para cada série (coluna). Se mais do que três séries forem utilizadas para um exame completo, devem ser utilizados formulários adicionais devidamente identificados e associados à folha inicial.

### 8. Referências anatómicas

Indique os pontos inicial e final da range de aquisição.

### 9. Contraste EV

Indique se foi utilizado um meio de contraste endovenoso, e em que fase foi utilizado, para cada série.

### 10. Série standard ou Série de controlo

Indique se a sequência é realizada rotineiramente para todos os pacientes (série standard); ou em resposta a conclusões de uma exame anterior, série anterior ou história clínica (série *standard*).



#### **11. Tensão aplicada (Kv)**

Indique o valor de quilovolts (Kv) utilizado, indicado na consola.

#### **12. Modulação automática de corrente**

Indique se se utilizou modulação automática de corrente. Se “sim” indique o valor mínimo e o valor máximo (mA) e a designação do sistema (ex. *Auto mA*, *Smart mA*, *Sure Exposure*, *Care Dose4D*, *DoseRigth*). Se “não” indique o valor fixo de corrente (mA).

#### **13. Field of View (FOV) de aquisição**

Indique o valor do campo de visão (FOV) seleccionado na aquisição. Note que se pretendem os valores de aquisição, não os de reconstrução.

#### **14. Tempo de rotação (s)**

Indique o tempo de rotação da ampola seleccionado na consola.

#### **15. Colimação de aquisição**

Indique a configuração dos detectores protocolada. Para equipamentos de aquisição axial de “corte” único, este valor corresponderá à espessura do “corte”. Para equipamentos multi-detector, indique o número de “cortes” por rotação e a espessura de “corte” (ex. 4x1mm).

#### **16. Aquisição sequencial ou helicoidal**

Indique o modo de aquisição para cada série. O modo de aquisição sequencial está disponível em todos os tipos de equipamento. O modo helicoidal ou espiral está disponível em todos os scanners multi-detector.

#### **17. N.º cortes / pitch**

Para o modo de aquisição axial, indique o número de imagens adquiridas para cada sequência. Para o modo de aquisição helicoidal, indique o valor de pitch. Note que em alguns modelos multi-detector, o valor do pitch pode ser designado outro nome (por exemplo, ou HQ ou modo HS).

#### **18. Comprimento de aquisição**

Indique o comprimento de aquisição de cada série.

#### **19. DLP por série e DLP total (mGy.cm)**

Indique o valor do parâmetro *Dose Length Product* para cada série e o valor total do exame, indicado na consola.

#### **20. CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>**

Selecione a designação do parâmetro dosimétrico exibido. Indique o valor apresentado para cada uma dos parâmetros dosimétricos de TC: *Computed Tomography Dose Index Weight* (CTDI<sub>w</sub>), *Computed Tomography Dose Index Volume* (CTDI<sub>vol</sub>).

#### **21. Comentários**

Caso entenda ser necessário faça comentários relevantes relativos aos dados recolhidos.



## Formulário de preenchimento de dados para protocolos de TC

<b>Instituição</b>	
<b>Equipamento TC</b>	

<b>Exame(s) de TC utilizado(s)</b>	<input type="checkbox"/> Crânio-encefálico <input type="checkbox"/> Tórax (alta resolução) <input type="checkbox"/> Abdómen (superior) <input type="checkbox"/> Coluna Lombar <input type="checkbox"/> Tórax <input type="checkbox"/> Pélvis								
<b>Justificação do exame</b>									
<b>Idade aquando da exposição</b>	<table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;"><b>Peso (kg)</b></td> <td style="width: 25%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;"><b>Género</b></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td></td> <td style="text-align: right;"><input type="checkbox"/> F   <input type="checkbox"/> M</td> </tr> </table>		<b>Peso (kg)</b>		<b>Género</b>				<input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/> M
	<b>Peso (kg)</b>		<b>Género</b>						
			<input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/> M						
<b>Dimensão AP (mm)</b>	<table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 50%; text-align: center;"><b>Dimensão Lateral (mm)</b></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> </table>		<b>Dimensão Lateral (mm)</b>						
	<b>Dimensão Lateral (mm)</b>								

Parâmetros técnicos do protocolo	Série 1	Série 2	Série 3
Indique a referência anatómica de início e de término da série			
Utilizou-se contraste EV? Em que fase? Arterial (A) ou Venosa (V)? Portal (P) ou Tardia (T) ?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> P <input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> P <input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> P <input type="checkbox"/> T
Indique se se trata de uma série rotina ( <i>standard</i> ) ou se se deve a história clínica/achados anteriores (Controlo)	<input type="checkbox"/> <i>Standard</i> <input type="checkbox"/> Controlo	<input type="checkbox"/> <i>Standard</i> <input type="checkbox"/> Controlo	<input type="checkbox"/> <i>Standard</i> <input type="checkbox"/> Controlo
Tensão (kV)			
Utilizou-se modulação automática de corrente? Qual a designação do sistema?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Corrente (mA) predefinida no protocolo de exame (valor fixo ou valor mínimo e máximo)			
Qual o parâmetro exibido na consola?	<input type="checkbox"/> mA / slice <input type="checkbox"/> mAs / slice	<input type="checkbox"/> mA médio <input type="checkbox"/> mAs total	<input type="checkbox"/> mAs efectivos
<i>Field of view</i> de aquisição (cm)			
Tempo de rotação (s)			
Colimação nominal de aquisição (mm)			
Configuração dos detectores (em TC multi-detetor, ex 4 × 1mm)			
<b>Aquisição Axial (A)</b>	<b>Aquisição Helicoidal (H)</b>		
N.º cortes axiais	Pitch	<input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> A <input type="checkbox"/> H
Comprimento de aquisição (mm)			
DLP por série (mGy.cm)			
DLP total (mGy.cm)			
CTDI (mGy)	<input type="checkbox"/> CTDI <sub>lw</sub> ou <input type="checkbox"/> CTDI <sub>vol</sub>		

Comentários:

**ANEXO C – Conversão de  $CTDI_w$  em  $CTDI_{vol}$  em  
aquisições sequenciais**

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times \frac{NT}{I}$$

(Equação 4) Fórmula matemática para conversão de  $CTDI_w$  (mGy) em  $CTDI_{vol}$  (mGy) em aquisições sequenciais, onde  $NT$  representa a colimação total (mm) e  $I$  o incremento da mesa (mm). Assim, no caso da conversão do  $CTDI_w$  das recomendações da Comissão Europeia em  $CTDI_{vol}$  no caso da TC crânio-encefálica adquirida em modo sequencial:

$$CTDI_{vol}(\text{Série 1}) = 60mGy \times \frac{16 \times 0,625 \text{ mm}}{2,5 \text{ mm}} = 240 \text{ mGy}$$

$$CTDI_{vol}(\text{Série 2}) = 60mGy \times \frac{16 \times 0,625 \text{ mm}}{5,0 \text{ mm}} = 120 \text{ mGy}$$

Logo o valor de  $CTDI_{vol}$  convertido para a série 1 é de 240 mGy (com uma aquisição de 4 imagens de 2,5 mm por rotação da ampola) e o valor de  $CTDI_{vol}$  convertido para a série 2 é de 120 mGy (com uma aquisição de 4 imagens de 5,0 mm por rotação da ampola).

**ANEXO D – Conversão de  $CTDI_w$  em  $CTDI_{vol}$  em  
aquisições helicoidais**

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

(Equação 6) Fórmula matemática para conversão de  $CTDI_w$  (mGy) em  $CTDI_{vol}$  (mGy) em aquisições helicoidais, onde o *Pitch* é definido como a distância percorrida pela mesa por cada rotação de  $360^\circ$ . Assim, adiante encontram-se evidenciados os cálculos de conversão do  $CTDI_w$  das recomendações da Comissão Europeia em  $CTDI_{vol}$  para cada tipo de estudo de TC adquirido em modo helicoidal abordado neste trabalho:

$$CTDI_{vol}(TC\ CE) = \frac{60\ mGy}{0,562} = 106,76\ mGy$$

$$CTDI_{vol}(TC\ SPN) = \frac{35\ mGy}{0,562} = 62,28\ mGy$$

$$CTDI_{vol}(TC\ OUV) = \frac{60\ mGy}{0,562} = 106,76\ mGy$$

$$CTDI_{vol}(TC\ TX) = \frac{30\ mGy}{1,375} = 21,82\ mGy$$

$$CTDI_{vol}(TC\ ABD) = \frac{35\ mGy}{1,375} = 25,45\ mGy$$

$$CTDI_{vol}(TC\ PELV) = \frac{35\ mGy}{1,375} = 25,45\ mGy$$

## **ANEXO E – Autorização de recolha de dados**

Ricardo Alexandre Crispim da Silva,  
Rua Sul nº7, Bairro Vila Morena,  
2560-620 Torres Vedras

Exma. Sra. Directora Clínica do  
Centro Hospitalar de Torres Vedras,  
Rua Dr. Aurélio Ricardo Belo,  
2560-324 Torres Vedras

Torres Vedras, 13 de Junho de 2011

Assunto: Requerimento para autorização para acesso e recolha de dados de exames de Tomografia Computorizada

Na sequência da elaboração do trabalho final do Mestrado em Engenharia Clínica da Universidade Católica Portuguesa, intitulado "Tomografia Computorizada: Caracterização das práticas em adultos e pediátricos. Análise do nível de adequação às recomendações internacionais", Ricardo Alexandre Crispim da Silva, Técnico de Radiologia no Centro Hospitalar de Torres Vedras, n.º mecanográfico 82152, vem solicitar a V. Ex.ª a autorização para o acesso ao Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagem (*Synapse*) para recolha de dados relativos a factores demográficos (idade e género) e parâmetros técnicos de aquisição de exames de doentes/utentes que realizem exames de Tomografia Computorizada nesta instituição de saúde.

Assim, o requerente compromete-se a guardar confidencialidade e não divulgar quaisquer informações relativas a dados pessoais, informação clínica e/ou relatório médico do exame realizado.

Sem outro assunto,

*Autorizado, reforçando a obrigatoriedade de respeitar a confidencialidade e a privacidade dos utentes no que se refere à identificação, dados pessoais e informação clínica.*

Com os melhores cumprimentos

*Ricardo Alexandre Crispim da Silva*

Isabel Carvalho  
Directora Clínica  
CENTRO HOSPITALAR OESTE

*Isabel Carvalho*  
14/06/2011