



Instituto Politécnico de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas na Saúde

Otimização de procedimentos potenciando a
melhoria das medidas de Proteção Radiológica
em Tomografia Computorizada

Filipa Simões Pires

2017



Instituto Politécnico de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Ciência Nucleares Aplicadas na Saúde

Otimização de procedimentos potenciando a
melhoria das medidas de Proteção Radiológica em
Tomografia Computorizada

Filipa Simões Pires

Orientadora: Professora Doutora Joana Santos

Co-orientadores: Professor Doutor Francisco Alves

Mestre Tiago Patrão

Coimbra, Junho de 2017

Agradecimentos

A realização deste projeto de investigação constituiu um enorme desafio, em termos profissionais e pessoais, que foi possível alcançar através do envolvimento e contributo de diversas pessoas. Portanto, quero prestar o meu agradecimento a todos, sendo necessário realçar algumas individualidades.

A Professora Joana Santos, minha orientadora, que em primeiro lugar me motivou a envolver nesta temática. Além disso, por todo o conhecimento partilhado, disponibilidade e coordenação no desenvolvimento deste trabalho. Destaco também o apoio dado pelo Professor Francisco Alves, coordenador do Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas na Saúde.

O Mestre Tiago Patrão, pela oportunidade de realizar este trabalho e por todo o suporte. Estou grata pela confiança e liberdade transmitida ao longo de todo o processo.

Os Técnicos de Radiologia do Serviço de Imagiologia da Casa de Saúde de Santa Filomena, Dr. Ana Filipa Carvalho, Dr. João Simões, Dr. Patrícia Ferreira e Dr. Patrícia Santos; e aos Médicos de Radiologia e Neurorradiologia Dr. Cátia Marques, Dr. César Nunes, Dr. Maria Antónia Portilha e Dr. Pedro Melo Freitas pela participação ativa e decisiva neste projeto. De uma forma particular, agradeço à Ana Filipa Carvalho e ao Ricardo Grunho pela colaboração e sentido crítico.

Aos meus amigos, pelo carinho, incentivo e compreensão.

Por fim, ao meu suporte familiar, essencial em toda a minha vida. À minha irmã, Beatriz Pires, que foi o meu grande apoio nesta caminhada, pelo constante encorajamento e preocupação.

Resumo

Objetivo: Considerando a frequência de realização de exames de Tomografia Computorizada (TC), o objetivo deste estudo foi a otimização da prática em TC com vista à melhoria das medidas de proteção radiológica do doente.

Material e Métodos: A metodologia aplicada foi dividida em 4 fases: (1) criação de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) locais, através do percentil 75 do valor de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DLP (mGy.cm) e análise das práticas/protocolos de rotina; (2) realização de testes experimentais com um fantoma antropomórfico (PBU-60); (3) atualização dos NRD após implementação de estratégias de otimização e (4) avaliação da qualidade de imagem pré e pós otimização.

Resultados: De uma forma geral, os NRD obtidos na fase 1 eram superiores aos identificados em *guidelines* europeias e recomendações internacionais. Após a implementação de medidas de otimização foram atualizados os NRD obtidos ($CTDI_{vol}$ – mGy; DLP - mGy.cm): TC CE (97; 1313), TC coluna lombar (40; 1045), TC abdominal (16; 1832) e TC tórax (14; 843). Foram obtidas diferenças estatisticamente significativas entre a fase 1 e 3 para os exames de TC CE e TC coluna lombar. A avaliação da qualidade de imagem realizada revelou um aumento mínimo de ruído nas imagens otimizadas.

Conclusão: Através da revisão das práticas e atualização dos protocolos de rotina, foram alcançadas reduções de dose para a maioria dos procedimentos. Em termos de $CTDI_{vol}$ foram obtidas diminuições de 10% para TC CE, 18% para TC coluna lombar, 6% para TC abdominal e 22% para TC tórax. Para o valor de DLP houve redução de 16% para TC CE, 29% para TC coluna lombar e 11% para TC abdominal. Contudo, não houve comprometimento da acuidade diagnóstica, não tendo sido identificadas diferenças significativas na qualidade de imagem após a implementação das medidas de otimização, sendo atualmente utilizados na prática diária os protocolos otimizados.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada (TC); Proteção Radiológica; Otimização; Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD); Qualidade de Imagem.

Abstract

Purpose: Considering the frequency of Computed Tomography (CT) examinations, the objective of this study was to optimize the CT practice in order to improve the radiological protection of the patients.

Materials and Methods: The methodology was divided in 4 phases: (1) establishing local Diagnostic Reference Levels (DRL) by 75th percentiles for CTDI_{vol} (mGy) and DLP (mGy.cm) values and analysis of routine practices/protocols; (2) perform experimental tests with anthropomorphic phantom (PBU-60); (3) updating DRL after introducing recommendations for optimized practice and (4) evaluation of image quality before and after optimization.

Results: DRL obtained in phase 1 were generally higher compared with European guidelines and international recommendations. After implementation of optimization work, the obtained DRL were updated (CTDI_{vol} - mGy; DLP - mGy.cm): head CT (97; 1313), lumbar spine CT (40; 1045), abdominal CT (16; 1832) and chest CT (14; 843). Statistical significant differences were obtained between phase 1 and 3 for head CT and lumbar spine CT examinations. The evaluation of image quality performed demonstrate minimal increase of noise in optimized images.

Conclusion: By reviewing the practices and updating routine protocols, dose reductions were achieved for the most procedures. In terms of CTDI_{vol} were obtained decreases of 10% for head CT, 18% for lumbar spine CT, 6% for abdominal CT and 22% for chest CT. For the DLP value there was a reduction of 16% for head CT, 29% for lumbar spine CT and 11% for abdominal CT. However, there was no loss of diagnostic acuity and no significant differences in image quality were identified after optimization, so the optimized protocols are currently used in daily practice.

Keywords: Computed Tomography (CT); Radiological Protection; Optimization; Diagnostic Reference Levels (DRL); Image Quality.

Índice de conteúdos

Índice de figuras	9
Índice de tabelas	11
Índice de abreviaturas.....	12
Introdução.....	13
1 - Exposição médica a radiação ionizante	14
1.1 – Exposição da população Portuguesa.....	16
2 - Princípios básicos e evolução técnica em TC	17
2.1 – Evolução TC	17
2.2 – <i>Multi-Slice Computed Tomography</i>	19
2.3 - Aquisição de dados em MSCT	22
2.4 – Reconstrução de imagem em TC.....	24
3 - Fatores de exposição.....	25
4 – Descritores de dose em TC.....	27
4.1 – CTDI e DLP	28
4.2 – Dose efetiva.....	30
4.3 – <i>Size-Specific Dose Estimate</i>	31
5 - Efeitos da radiação.....	32
6 - Princípios de Proteção Radiológica	32
6.1 – Justificação da prática	33
6.2 – Otimização da proteção	34
6.2.1 - Níveis de Referência de Diagnóstico.....	35
6.2.2 - Qualidade de imagem	36
7 - Material e Métodos.....	39
7.1 – Metodologia para obtenção de NRD.....	39
7.2 – Testes experimentais com fantomas	40
7.3 – Otimização de procedimentos e atualização dos NRD.....	41
7.4 – Procedimentos para avaliação da qualidade de imagem	42
8 - Resultados.....	45
8.1 - Fase 1: NRD locais	45
8.2 - Fase 2: Testes experimentais com fantomas	47
8.3 – Fase 3: Obtenção de NRD otimizados	51
8.4 – Fase 4: Avaliação da qualidade de imagem.....	53

8.4.1 – Avaliação objetiva da qualidade de imagem.....	53
8.4.2 - Avaliação subjetiva da qualidade de imagem	55
9 – Discussão	58
9.1 – Fase 1: Estabelecimento de NRD locais.....	58
9.2 - Fase 2: Testes experimentais com fantomas para otimização de protocolos	59
9.3 – Fase 3: Otimização.....	63
9.4 – Fase 4: Análise da avaliação da qualidade de imagem	66
10 – Limitações do estudo	68
Conclusão	69
Bibliografia	71

Índice de figuras

Figura 1 – Número de equipamentos TC por milhão de habitantes para países da União Europeia (UE) em 2007.....	15
Figura 2 – Contribuição dos procedimentos de Radiologia Geral, Fluoroscopia, TC e Radiologia de Intervenção para a dose efetiva coletiva, para 36 países Europeus.	15
Figura 3 – Evolução da TC.....	18
Figura 4 – À esquerda SSCT que apresenta uma fileira de detetores ao longo do eixo Z e à direita MSCT com várias linhas de detetores ao longo do eixo Z	19
Figura 5 – Exemplos ilustrativos de detetores de matriz fixa para 4 cortes, onde podem ser adquiridas diferentes espessuras de corte	20
Figura 6 – Exemplos ilustrativos de detetores de matriz adaptativa para 4 cortes, com diferentes combinações dos detetores para diversas espessuras de corte	20
Figura 7 – Exemplos ilustrativos de sistemas de detetores híbridos para 16 cortes, para os diferentes fabricantes.....	21
Figura 8 – Design dos detetores em equipamentos TC 64 cortes, para os diferentes fabricantes	21
Figura 9 - Esquema da interpolação linear (MLI) de 360° e de 180° para um equipamento TC 4 cortes, com pitch de 0,75	23
Figura 10 – Esquema que ilustra a retroprojeção filtrada.....	24
Figura 11- Perfil de dose de radiação característico	27
Figura 12 – Doses típicas de CTDI no centro e na periferia de fantomas de cabeça e de corpo. No fantoma de cabeça, a dose ao centro é aproximadamente igual à dose na periferia, enquanto no fantoma de corpo é aproximadamente metade da dose na periferia	28
Figura 13 – Fantoma antropomórfico PBU-60 utilizado neste estudo	41
Figura 14 – Medição das dimensões AP e lateral efetuadas ao nível das cristas ilíacas para TC abdominal (A) e do apêndice xifóide para TC tórax (B).....	42
Figura 15 – Identificação das ROI's utilizadas para a avaliação objetiva da qualidade de imagem para TC CE. (A) Região supra-tentorial: tálamo direito (1) e tálamo esquerdo (2). (B) Região infra-tentorial: ângulo pontocerebeloso (3), lobo temporal direito (4) e lobo temporal esquerdo (5)	43
Figura 16 – Identificação das ROI's aplicadas na avaliação objetiva da qualidade de imagem para TC coluna lombar: (A) disco intervertebral L3-L4 (1); (B) disco intervertebral L4-L5 (2); (C) corpo vertebral de L3 (3) e (D) corpo vertebral de L4 (4)	43
Figura 17 – Posicionamento do fantoma na realização dos testes experimentais para TC CE	47
Figura 18 – Posicionamento do fantoma na realização dos testes experimentais de TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax	49
Figura 19 – Proteções de bismuto utilizadas em TC.....	52

Figura 20 – Análise VGC para TC CE, com área abaixo da curva de 0,4.....	56
Figura 21 - Análise VGC para TC coluna lombar, com área abaixo da curva de 0,5	57
Figura 22 – Comparação dos NRD locais obtidos na fase 1 e 3, em termos de $CTDI_{vol}$	64
Figura 23 - Comparação dos NRD locais obtidos na fase 1 e 3, em termos de DLP	65

Índice de tabelas

Tabela 1 - Critérios anatômicos para avaliação subjetiva da qualidade de imagem para TC CE e TC coluna lombar	44
Tabela 2 - Resumo dos fatores de exposição da fase 1 para TC CE, TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax	45
Tabela 3 – NRD obtidos na fase 1, em termos de CTDI _{vol} (mGy) e DPL (mGy.cm).....	47
Tabela 4 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC CE	48
Tabela 5 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC coluna lombar	49
Tabela 6 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC abdominal	50
Tabela 7 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC tórax.....	51
Tabela 8 - Parâmetros de exposição do protocolo de TC CE fase 3.....	52
Tabela 9 - NRD obtidos na fase 3 em termos de CTDI _{vol} (mGy) e DPL (mGy.cm), com referência à percentagem de redução de dose (% redução) em termos de P 75 em relação à fase 1	53
Tabela 10 – Valor de SSDE (mGy) e CTDI _{vol} (mGy) obtido na fase 3 para os exames de TC abdominal e TC tórax	53
Tabela 11 - Análise do valor médio e de desvio padrão (SD) das UH das ROI's definidas para TC CE, entre a fase 1 e 3	54
Tabela 12 – Análise do valor médio e de desvio padrão (SD) das UH das ROI's definidas para TC coluna lombar, entre a fase 1 e 3.....	54
Tabela 13 - Valores obtidos nos critérios da avaliação subjetiva da qualidade de imagem para TC CE	55
Tabela 14 - Valores obtidos para os critérios da avaliação subjetiva em TC coluna lombar	56
Tabela 15 - Comparação dos NRD obtidos na fase 1 com outros estudos e guidelines internacionais, em termos de P75 do CTDI _{vol} e DLP, por procedimento. Exceção dos valores apresentados relativamente ao DDM 2, que são referentes ao valor mais comum	58
Tabela 16 – Número da amostra (N), média e percentil 75 (P 75) dos descritores de dose, para os procedimentos considerados, pré-otimização (fase 1) e pós-otimização (fase 3)	63
Tabela 17 – Comparação dos NRD obtidos na fase 3 com outros estudos e guidelines internacionais, em termos de P75 do CTDI _{vol} e DLP, por região anatómica. Com exceção dos valores apresentados relativamente ao DDM 2, que são referentes ao valor mais comum.....	65

Índice de abreviaturas

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
AP	<i>Antero-Posterior</i>
AVC	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
CE	<i>Crânio-Encefálica</i>
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
DDM 2	<i>Dose DataMed 2</i>
DLP	<i>Dose-Length Product</i>
ESR	<i>European Society of Radiology</i>
FBP	<i>Filtered Back-Projection</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FOV	<i>Field Of View</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
GE	<i>General Electric</i>
MSCT	<i>Multi-Slice Computed Tomography</i>
NRD	<i>Níveis de Referência de Diagnóstico</i>
NRPB	<i>National Radiological Protection Board</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
RM	<i>Ressonância Magnética</i>
ROC	<i>Receiver Operator Characteristic</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
RP	<i>Radiation Protection</i>
SI	<i>Sistema Internacional</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
SSCT	<i>Single-Slice Computed Tomography</i>
SSDE	<i>Size-Specific Dose Estimate</i>
TC	<i>Tomografia Computorizada</i>
UH	<i>Unidades Hounsfield</i>
VGA	<i>Visual Grading Analysis</i>
VGC	<i>Visual Grading Characteristic</i>
WHO	<i>World Health Organization</i>

Introdução

A utilização de radiação ionizante desempenha um papel fundamental na prática clínica, em termos de diagnóstico e *follow-up* do doente. Nesse campo, a Tomografia Computorizada (TC) tem adquirido uma crescente importância, devido ao desenvolvimento da tecnologia subjacente, que ampliou e continua a expandir as suas aplicações em Medicina. O número de procedimentos realizados aumentou consideravelmente nos últimos anos, tornando a TC na principal fonte de exposição da população (Goo, 2012; Holmberg, Malone, Rehani, McLean, & Czarwinski, 2010; Mayo-Smith, Hara, Mahesh, Sahani, & Pavlicek, 2014).

Com a crescente utilização desta técnica, aumentaram também as preocupações com os riscos associados a esta modalidade de imagem. Estima-se que os exames de TC constituam aproximadamente 11% de todos os procedimentos radiológicos realizados, no entanto, corresponde a cerca de 70% da dose aplicada para fins médicos (Alzimami, 2014). Torna-se essencial a aplicação dos princípios de proteção radiológica internacionalmente recomendados: justificação das práticas e otimização de procedimentos (Jeong et al., 2016).

A definição de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) é essencial no processo de otimização da exposição potenciando a proteção do doente, sem afetar a qualidade de imagem fundamental para o diagnóstico (Commission, 1999b; Dougeni, Faulkner, & Panayiotakis, 2012; Matthews & Brennan, 2009; Vano et al., 2016).

O principal objetivo deste trabalho é otimizar a dose em TC com vista à proteção radiológica do doente. Para esse propósito, foram identificados os procedimentos realizados com maior frequência para definir NRD locais, comparáveis com *guidelines* internacionais. Seguiu-se uma revisão das práticas e protocolos utilizados, de modo a alcançar redução de dose no doente sem comprometer a qualidade diagnóstica necessária.

Esta tese começa com uma revisão da literatura sobre os princípios e conceitos em TC, riscos associados a esta modalidade e medidas de proteção radiológica. De seguida é descrito o trabalho prático realizado, começando pela definição de NRD locais, realização de testes experimentais com fantoma antropomórfico e aplicação de estratégias de otimização e redução de dose, finalizando com avaliação da qualidade de imagem.

1 - Exposição médica a radiação ionizante

Os recentes progressos em imagiologia médica, nomeadamente no que diz respeito à TC, conduziram a um aumento significativo da dose individual do doente e da dose coletiva da população. Devido aos efeitos potencialmente nocivos da utilização de radiação ionizante, é de grande importância a realização de avaliações regulares da magnitude e distribuição desta fonte de exposição da população (Commission, 2015).

O projeto da Comissão Europeia *Dose DataMed 2* (DDM 2) visava comparar a prática radiológica e avaliar as exposições a nível Europeu. Este estudo foi realizado em 2011 e englobava os 36 países europeus, no entanto, apenas 6 países forneceram dados completos sobre os procedimentos radiológicos, existindo algumas incertezas associadas aos resultados obtidos (Commission, 2013, 2014a).

Apesar da dose efetiva média na Europa apresentar valores mais baixos, em comparação com valores obtidos na Austrália e nos Estados Unidos da América, verificam-se grandes variações nos resultados obtidos entre os diferentes países.

Contudo, existem algumas questões intrínsecas que ditam as disparidades na dose efetiva média entre os países Europeus. A estrutura dos cuidados de saúde varia, existindo diferentes proporções na distribuição dos prestadores de serviços de saúde, nomeadamente entre o sector público e privado. Além disso, é possível verificar (figura 1) uma considerável variação no número de equipamentos disponíveis por número de habitantes (Commission, 2015).

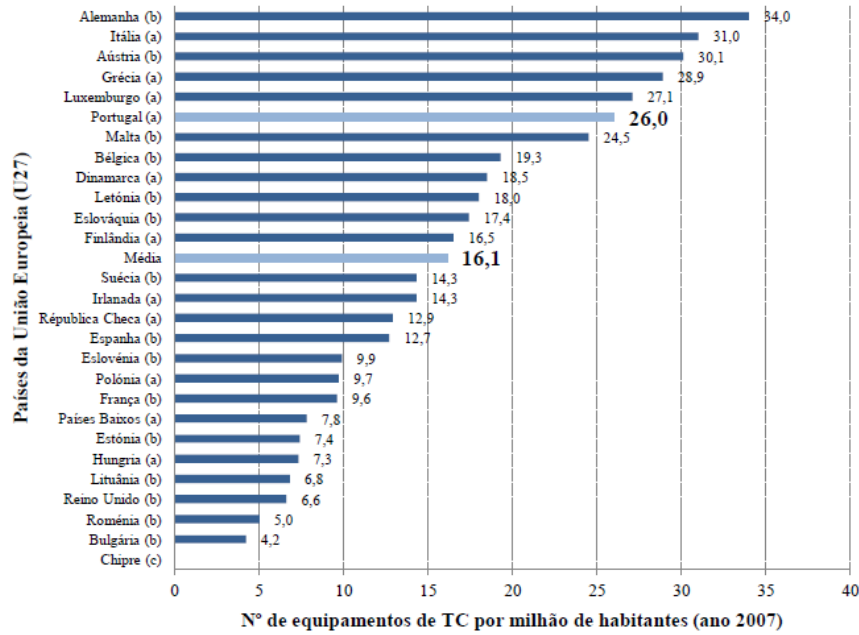


Figura 1 – Número de equipamentos TC por milhão de habitantes para países da União Europeia (UE) em 2007. (Silva, 2014)

A TC é a modalidade que tem maior contribuição para a dose efetiva da população (em média contribui para 60% da dose coletiva), com grande variabilidade entre os diferentes países como exposto na figura 2 (Commission, 2013, 2015). Portugal (identificado por PT) surge como o 10º país com maior dose efetiva, o que evidencia a necessidade de regulamentação e inspeção na área da proteção radiológica.

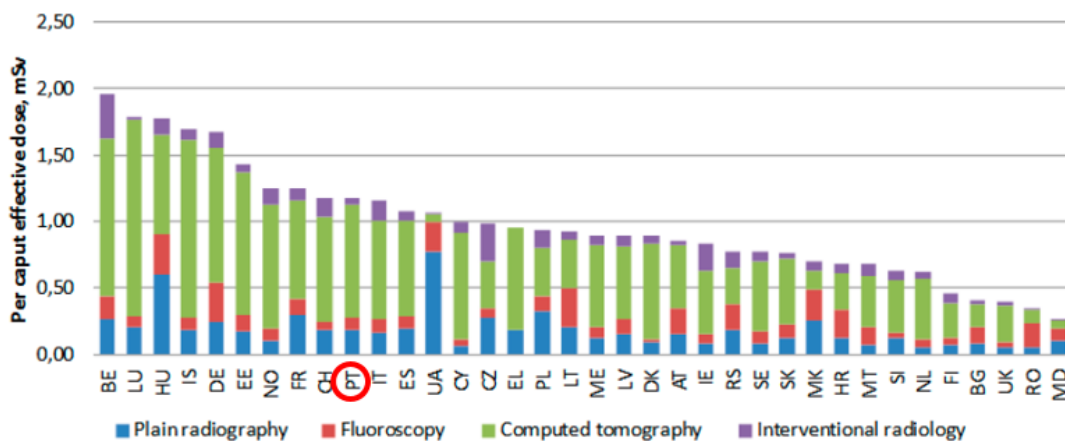


Figura 2 – Contribuição dos procedimentos de Radiologia Geral, Fluoroscopia, TC e Radiologia de Intervenção para a dose efetiva coletiva, para 36 países Europeus. (Commission, 2015)

Em países como o Reino Unido (UK), Finlândia (FI) e Holanda (NL), que possuem elevado Produto Interno Bruto (PIB), é possível verificar que apresentam baixos valores de dose. Tais resultados

estão relacionados com a implementação de programas de garantia de qualidade, definição de NRD com avaliação regular e com o desenvolvimento de ações de auditoria clínica ao longo dos últimos anos (Commission, 2013).

Por outro lado, a falta de acesso a modalidades de imagem alternativas, como a Ressonância Magnética, pode originar a escolha de técnicas de imagem que não cumprem os critérios de referência ou as boas práticas definidas pelas sociedades profissionais (Commission, 2015).

O relatório DDM 2 permitiu constatar que existem grandes discrepâncias em relação à frequência de realização de exames e na dose cumulativa da população, entre os países Europeus avaliados. Estes dados levantam questões acerca da eficácia das *guidelines* e dos regulamentos relacionados com a prática radiológica na Europa nos últimos 20 anos (Commission, 2013).

1.1 – Exposição da população Portuguesa

Entre 1990 e 2006 verificou-se um crescimento no número de equipamentos de TC instalados em Portugal, sendo acompanhado pelo aumento da realização de exames de TC (Silva, 2014). Em 2011 contabilizavam-se 291 equipamentos de TC instalados em Portugal, existindo um rácio de aproximadamente 28 equipamentos por milhão de habitantes (figura 1), valor este que em Portugal excede a média Europeia (Teles et al., 2012).

Embora Portugal tenha participado no estudo da Comissão Europeia *Radiation Protection 180* (RP 180), à data da sua realização não existiam em Portugal NRD para procedimentos radiológicos (Commission, 2014a). Apesar dos esforços nesse sentido, Portugal ainda carece de dados que traduzam as doses de radiação derivadas de procedimentos médicos. Contudo, a estimativa de doses para a população resultante de exposições radiológicas é uma obrigação legal, segundo o artigo 12 da Diretiva 97/43/EURATOM da Comissão Europeia e que foi transposta para a Legislação Portuguesa através do Decreto-Lei n.º 165/2002 (Remedios et al., 2014; República Portuguesa, 2002; Teles et al., 2012).

A ausência de valores de dose utilizados em TC impossibilita qualquer comparação com a literatura internacional, aumentando os riscos associados à exposição para crianças e adultos portugueses (Santos, Foley, Paulo, McEntee, & Rainford, 2014).

De modo a colmatar a falta de informação sobre a exposição da população portuguesa a radiações ionizantes no âmbito das aplicações médicas, foi avaliada a frequência de realização de exames radiológicos em adultos para o ano de 2010, pelo grupo de trabalho português que integrava o projeto DDM 2. Segundo o relatório dos resultados do projeto DDM 2 Portugal, a TC contribui com 74% do valor de dose coletiva efetiva total, sendo os exames de TC toraco-abdomino-pélvico, TC coluna, TC abdominal e TC crânio-encefálica (TC CE) os que mais contribuem para esse valor (Teles et al., 2012).

Tendo em conta o panorama nacional e a falta de dados acerca das práticas radiológicas, o estudo Santos et al. avalia a frequência de realização de exames de TC e estabelece NRD, para adultos e pediatria, em Portugal. Segundo este estudo, os exames de TC mais frequentemente realizados em adultos em Portugal são: TC CE, TC tórax e TC abdominal (Santos et al., 2014).

2 - Princípios básicos e evolução técnica em TC

A TC tem sofrido enormes avanços técnicos desde a sua introdução na área médica, em 1970, aumentando a sua área de abrangência clínica e com grande impacto na gestão dos cuidados ao doente (Goldman, 2007b; Pelc, 2014).

2.1 – Evolução TC

O desenvolvimento do primeiro equipamento de TC foi iniciado em 1967 por Godfrey Hounsfield. O conceito chave do equipamento de primeira geração é a divisão do objeto a estudar em cortes axiais, encontrando-se a ampola de raios-X ligada a um detetor, localizado do lado oposto. Estes realizam um movimento de aquisição transversal linear ao longo de cada corte axial, denominado de translação (figura 3). A combinação da translação linear seguida da rotação incremental constitui o chamado movimento translação-rotação (Goldman, 2007b).

Com a introdução da 2.ª geração, em 1974, foi possível alcançar tempos de aquisição mais reduzidos devido à utilização de múltiplos detetores (figura 3), mantendo o movimento de translação-rotação (Goldman, 2007b).

A 3.^a geração surgiu com a necessidade de aquisições mais rápidas, o que implicava a eliminação do movimento de translação e utilização apenas do movimento de rotação (figura 3). Este objetivo foi conseguido com a configuração do feixe de raios-X em leque amplo, que abrangia toda a largura do doente, e com uma matriz curva de detetores (Goldman, 2007b).

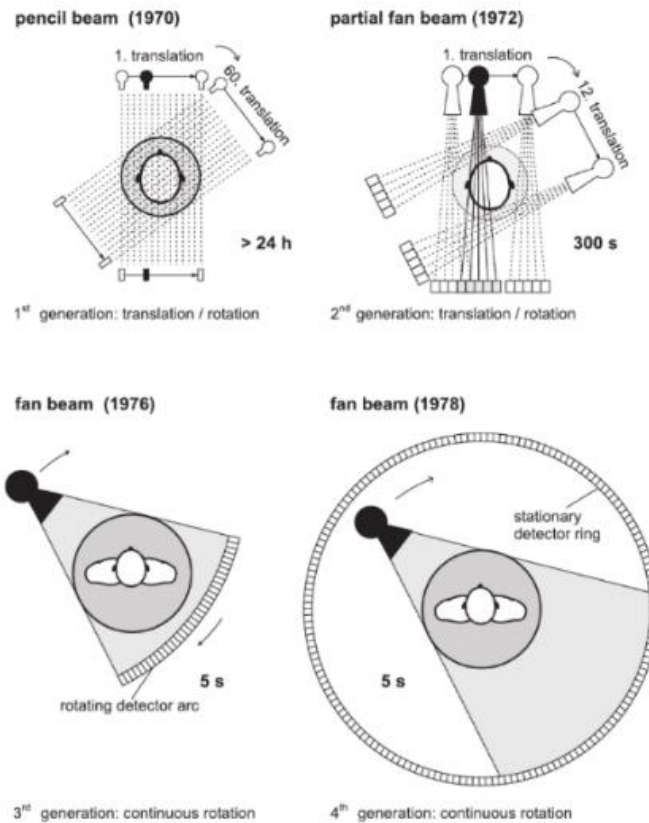


Figura 3 – Evolução da TC
(Kalender, 2011)

Em 1976 surgiu a 4.^a geração, que possuía um anel de detetores estacionário com a ampola de raios-X a rodar em torno do doente (figura 3). É exigido um número muito superior de detetores em relação às outras gerações, o que implicava maiores custos económicos (Goldman, 2007b).

A 3.^a e 4.^a geração têm em comum possuírem apenas o movimento de rotação, embora na última seja apenas a ampola a rodar. Devido ao menor custo associado aos aparelhos de 3.^a geração, esta geometria é mais divulgada em relação à 4.^a geração (Goldman, 2007b).

Nos equipamentos desenvolvidos até então, o tempo de duração do exame era dominado pelas paragens entre cada corte. Após cada rotação de 360° era necessário parar e fazer uma rotação no sentido inverso, devido aos cabos dos elementos rotativos (ampola e no caso da 3.^a geração também os detetores). Através da introdução da tecnologia *slip ring* foi possível uma rotação contínua, sem necessidade de conexões fixas (Goldman, 2007b).

O princípio *slip ring* permite a eliminação completa das paragens entre cada aquisição, com exceção do tempo necessário para a mesa avançar para a posição do corte seguinte. Contudo, na década de 90, desenvolveu-se a TC helicoidal ou espiral com a introdução do andamento da mesa durante a aquisição (6.ª geração). Surgiram então grandes progressos em exames de corpo, devido à possibilidade de rápidas aquisições ao longo do eixo Z (Goldman, 2007b).

Associado à TC helicoidal surgiu o conceito de *pitch*, que se obtém (Flohr et al., 2005):

$$Pitch = \frac{\text{Avanço da mesa por rotação}}{\text{Espessura de corte}}$$

Por exemplo, a uma espessura de corte de 5mm e um avanço da mesa de 7,5mm por rotação corresponde um *pitch* de 1,5 (Pelc, 2014).

O desenvolvimento da TC helicoidal, no início da década de 90, representou um marco fundamental para a evolução e ampliação das técnicas de imagem em TC, bem como das suas aplicações médicas (Flohr et al., 2005).

2.2 – Multi-Slice Computed Tomography

Em 1998 foi introduzida a tecnologia *Multi-Slice Computed Tomography* (MSCT) (7.ª geração), em que são utilizados múltiplos detetores ao longo do eixo Z, o que permite a recolha de dados de vários cortes em simultâneo numa única rotação do tubo de raios-X. A MSCT é baseada na geometria dos equipamentos de 3.ª geração, com aplicação do princípio *slip ring* (Goldman, 2008).

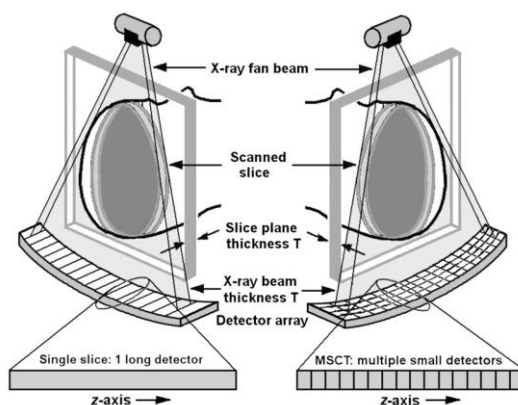


Figura 4 – À esquerda SSCT que apresenta uma fileira de detetores ao longo do eixo Z e à direita MSCT com várias linhas de detetores ao longo do eixo Z (Goldman, 2008)

A principal diferença entre *Single-Slice Computed Tomography* (SSCT) e MSCT reside na configuração das matrizes de detetores (figura 4). Além disso, na SSCT a espessura de corte é determinada principalmente pela colimação do feixe de raios-X pré-doente (ou eventualmente pós-doente). Enquanto para MSCT a espessura de corte é determinada pela configuração dos detetores, e não apenas pela colimação do feixe de raios-X (Flohr et al., 2005; Goldman, 2008).

Os fabricantes de equipamentos MSCT introduziram diferentes modelos de detetores. Para possibilitar a seleção de diferentes espessuras de corte, os equipamentos combinam várias linhas de detetores eletronicamente de acordo com a colimação e espessura de corte desejada (Flohr et al., 2005).

Nos equipamentos MSCT é possível caracterizar 3 sistemas de detetores:

- Detetores de matriz fixa, com elementos de deteção iguais ao longo o eixo Z (Figura 5). Este modelo é utilizado pelo fabricante *General Electric* (GE) e um exemplo é o equipamento *GE Lightspeed*, com 4 cortes (4 canais de dados), com 16 fileiras de detetores e um comprimento longitudinal total de 20mm (Flohr et al., 2005).

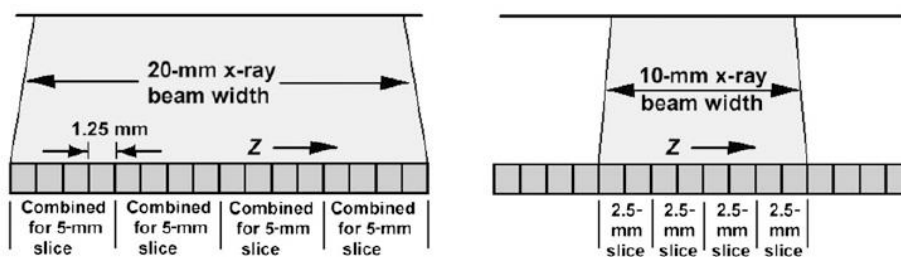


Figura 5 – Exemplos ilustrativos de detetores de matriz fixa para 4 cortes, onde podem ser adquiridas diferentes espessuras de corte (Goldman, 2008)

- Detetores de matriz adaptativa, com elementos detetores que aumentam em comprimento a partir do isocentro, ao longo do eixo Z e nos dois sentidos (Figura 6). Este modelo foi adotado pelos fabricantes *Philips Medical Systems* e *Siemens*, sendo que os equipamentos de 4 cortes apresentam 8 fileiras de detetores (Flohr et al., 2005).

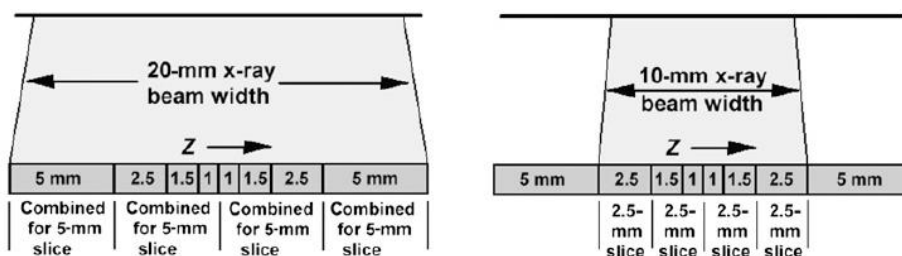


Figura 6 – Exemplos ilustrativos de detetores de matriz adaptativa para 4 cortes, com diferentes combinações dos detetores para diversas espessuras de corte (Goldman, 2008)

- Sistemas híbridos, com elementos iguais, à exceção de alguns elementos centrais de menores dimensões. Esta é a configuração aplicada na maioria dos equipamentos de 16 cortes (figura 7). De realçar a possibilidade de aquisição de 16 cortes mais finos, a partir dos elementos de deteção centrais (Flohr et al., 2005).

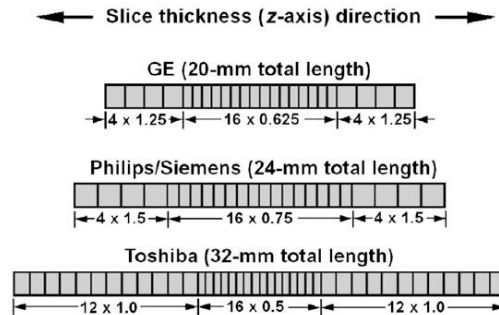


Figura 7 – Exemplos ilustrativos de sistemas de detetores híbridos para 16 cortes, para os diferentes fabricantes (Goldman, 2008)

Os avanços na tecnologia de aquisição de dados tornaram possível a aquisição simultânea de mais de 4 canais de dados, existindo equipamentos de 2, 4, 6, 8, 10, 16, 32, 40, 64 e 128 cortes (Flohr et al., 2005; Goldman, 2008; Wambersie, 2008).

Em 2005 foram anunciados os equipamentos de MSCT de 64 cortes. A abordagem utilizada pela maioria dos fabricantes consiste em alongar as matrizes fixas ao longo do eixo Z com detetores submilimétricos: $64 \times 0,625\text{mm}$ para GE e *Phillips* e $64 \times 0,5\text{mm}$ para a *Toshiba*, como exemplificado na figura 8 (Goldman, 2008).

A *Siemens* adotou uma configuração diferente, sendo 32 detetores com 0,6mm cada (figura 8). Este modelo utiliza um foco de raios-X dinâmico, que se move eletronicamente e de forma muito rápida, deslocando o ponto focal e emitindo radiação a partir de uma posição ligeiramente diferente ao longo do eixo Z. Cada um dos 32 detetores recolhe duas medições seguidas, para a aquisição simultânea de 64 cortes. Esta tecnologia foi designada pela *Siemens* como “Z-Sharp” (Goldman, 2008).

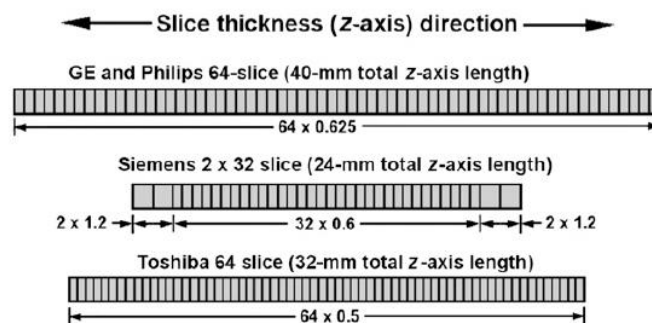


Figura 8 – Design dos detetores em equipamentos TC 64 cortes, para os diferentes fabricantes (Goldman, 2008)

O desenvolvimento da TC helicoidal e da MSCT representou uma importante inovação ao longo das últimas duas décadas, conduzindo a melhorias significativas na variedade, qualidade e velocidade dos exames em TC. Como consequência, verificou-se um aumento em larga escala na utilização desta tecnologia. Recentemente têm surgido preocupações com a redução da dose de radiação, sendo este um ponto importante no caminho a seguir em termos de progresso tecnológico (AAPM, 2008; Pelc, 2014).

Contudo, apesar dos benefícios em termos de qualidade de imagem e velocidade de aquisição associados ao progresso desta modalidade, caso esta tecnologia não seja corretamente aplicada pode aumentar a dose média de radiação por exame (Santos et al., 2014).

É previsível que o desenvolvimento da TC na próxima década seja impulsionado pelas mesmas forças desde a sua criação: melhoria da qualidade de imagem, maior velocidade, novas e melhores aplicações clínicas e, atualmente, maior foco na redução de dose (Pelc, 2014).

2.3 - Aquisição de dados em MSCT

Na TC helicoidal, devido ao movimento contínuo da mesa, nenhum corte axial ao longo do eixo Z contém dados suficientes para efetuar a reconstrução de imagem. Desde modo, é necessário realizar uma interpolação a partir dos dados adquiridos para estimar os valores completos do corte pretendido (Flohr et al., 2005; Goldman, 2008).

Os esquemas de interpolação mais utilizados são o método de interpolação linear de 360° e de 180°. O método de interpolação linear de 360° explora a periodicidade de projeção de dados a 360° (rotação completa). Para cada ângulo de projeção, a interpolação linear é realizada entre as duas projeções em ambos os lados do plano de corte, que estão mais próximas e afastadas 360°, ou seja, em rotações subseqüentes (Flohr et al., 2005).

A técnica de interpolação linear de 180° utiliza a possibilidade de interpolação após meia rotação (denominado de raio complementar), quando a ampola de raio-X e o detetor invertem as posições (Flohr et al., 2005).

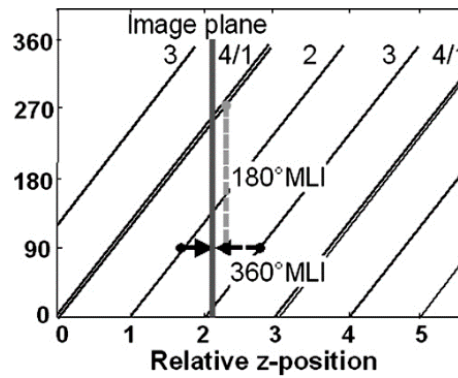


Figura 9 - Esquema da interpolação linear (MLI) de 360° e de 180° para um equipamento TC 4 cortes, com pitch de 0,75 (Flohr et al., 2005)

A figura 9 esquematiza os métodos descritos anteriormente para um equipamento de TC 4 cortes. É possível verificar que com rotação completa (360°) o detetor se desloca por 3 secções. Para o ângulo de projeção exemplificado (90°), são utilizados dados a partir dos detetores 2 e 3 (setas pretas), sendo a distância de amostragem igual à largura da secção. Para a interpolação linear de 180°, são usados raios complementares a partir de direcções opostas. Neste exemplo, o par de interpolação direta na linha 3 a 90° é substituído por um complementar na linha 1 e 4 a 270° (tracejado a cinzento), sendo a distância de amostragem metade da largura da secção (Flohr et al., 2005).

Em geral, equipamentos que dependem de técnicas de interpolação linear de 180° ou 360° fornecem valores de *pitch* discretos, tais como 0,75 e 1,5 para TC 4 cortes ou 0,5625; 0,9375; 1,375 e 1,75 para TC 16 cortes. Estes valores de *pitch* são destinados a fornecer uma amostragem otimizada na direcção longitudinal resultando, conseqüentemente, em melhoria da qualidade de imagem (Flohr et al., 2005).

O aumento do *pitch* condiciona o aumento da distância entre os dados interpolados, de modo que a probabilidade de artefactos helicoidais é maior (Goldman, 2008). Por outro lado, valores de *pitch* inferiores a 1 originam aquisições sobrepostas, denominando-se de *overlapping*. Assim, aumenta a qualidade de imagem, mas também a dose de radiação subjacente à realização do exame (Flohr et al., 2005).

Numa aquisição helicoidal, é necessário pelo menos meia rotação do sistema além da range definida para reconstruir a primeira e a última imagens. Esta exposição além dos limites definidos é conhecida como *overranging*. O *overranging* é proporcional à colimação do feixe, à espessura de corte e ao *pitch*, mas é independente do comprimento da range. Recentemente,

tem sido desenvolvida tecnologia de colimação adaptativa, para eliminar esta exposição desnecessária que contribui para o aumento da dose total do exame (Goo, 2012).

2.4 – Reconstrução de imagem em TC

A teoria da reconstrução de imagens a partir de projeções é um dos princípios fundamentais do conceito de TC (Goldman, 2007b; Pelc, 2014).

De uma forma geral, o objetivo da reconstrução de imagem é determinar a quantidade de radiação atenuada, proveniente do feixe de raios-X, em cada *voxel* da matriz de reconstrução. Os valores de atenuação são representados como níveis de cinza (Unidades *Hounsfield* – UH) numa imagem a 2 dimensões, composta por *pixels*, do corte adquirido. Existem diferentes algoritmos matemáticos usados para a reconstrução de imagem a partir dos dados recolhidos pelos detetores, que desempenham um papel fundamental na qualidade de imagem em TC (Goldman, 2007b; Mayo-Smith et al., 2014; Singh et al., 2010).

O método de retroprojeção filtrada (*Filtered Back-Projection* – FBP) é uma técnica de reconstrução de imagem utilizada nos primórdios da TC, que ainda é o principal método utilizado atualmente (Hussain et al., 2016; Mayo-Smith et al., 2014; Singh et al., 2010; Xu, Mahesh, & Tsui, 2009).

O processo de retroprojeção consiste na divisão das medidas de atenuação para cada percurso do feixe de raios-X (figura 11). Este é um algoritmo de reconstrução analítico eficiente e que envolve cálculos relativamente simples, sendo cada medição processada apenas uma vez. No entanto, as imagens obtidas apresentam baixa resolução espacial (Goldman, 2007b).

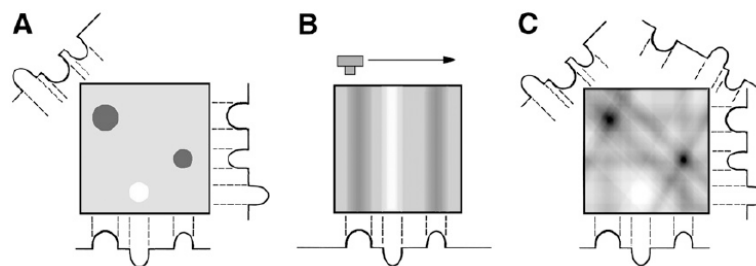


Figura 10 – Esquema que ilustra a retroprojeção filtrada.

A) - Método de retroprojeção para um fantoma constituído por 3 objetos com diferentes valores de atenuação.
B) - Para cada projeção, os valores de atenuação são divididos uniformemente ao longo do percurso do feixe de raios X. C) - Imagem obtida após 4 projeções. Embora o método seja eficiente, as imagens obtidas não são nítidas, apresentando efeito “desfocado”
(Goldman, 2007b)

Contudo, a baixa resolução espacial pode ser corrigida por um processo matemático conhecido como filtragem, sendo aplicado determinado filtro às projeções antes do processo de retroprojeção (convolução) (Goldman, 2007b).

As limitações da FBP são evidenciadas em aquisições de baixa dose de radiação, onde a qualidade de imagem pode ser comprometida por elevados níveis de ruído e de artefactos (Ahmed et al., 2015; Pelc, 2014; Xu et al., 2009).

No entanto, estão a ser novamente desenvolvidos pelos principais fabricantes, métodos de reconstrução de imagem iterativos, com o objetivo de reduzir a dose de radiação sem sacrifício da qualidade de imagem. O princípio do método iterativo é a procura de uma solução através de sucessivas estimativas, representando uma alternativa aos métodos analíticos baseada em métodos estatísticos (Faria, 2013; Lee & Chhem, 2010).

O processo de reconstrução iterativo gera um conjunto de projeções sintetizadas para modelar com precisão o processo de recolha de dados em TC. O modelo incorpora detalhes da configuração geométrica do equipamento (incluindo o tamanho de cada célula do detetor, dimensões do ponto focal, tamanho do *voxel* da imagem, entre outros) e informações estatísticas do sistema (como estatísticas dos fotões e ruído eletrónico do sistema de aquisição de dados), apresentado um tempo de processamento computacional maior do que a retroprojeção filtrada (Faria, 2013; Lee & Chhem, 2010; Singh et al., 2010).

A técnica de reconstrução iterativa apresenta grande impacto quando a qualidade dos dados é baixa, como acontece com aquisições de baixa dose de radiação. Consequentemente, este processo permite reduções de dose significativas (Kang, Liao, Wester, Leeder, & Pearce, 2010; Pelc, 2014).

Os algoritmos de reconstrução de imagem que estão a ser desenvolvidos recentemente têm como objetivo reduzir o ruído da imagem, o que permite a implementação de técnicas de baixa dose sem sacrificar a qualidade de imagem (Mayo-Smith et al., 2014).

3 - Fatores de exposição

A dose de radiação recebida pelos doentes submetidos a um exame de TC depende de inúmeros fatores mas, em particular, do protocolo utilizado e das configurações do equipamento para determinado procedimento individual (Santos et al., 2014).

É essencial o conhecimento dos parâmetros técnicos de aquisição em TC, bem como do seu impacto na dose de radiação e na qualidade de imagem (Commission, 2004; Goo, 2012; Mayo-Smith et al., 2014; Tins, 2010):

- Tensão da ampola (kV) – o aumento da exposição traduz-se em melhor resolução de contraste e menos ruído. A sua influência na dose de radiação é proporcional ao quadrado da variação na tensão da ampola;
- Produto da corrente da ampola (mA) pelo tempo de exposição (s) (mAs) – da mesma forma que a tensão da ampola, o aumento da exposição condiciona uma melhoria da qualidade de imagem. Neste caso, as variações são proporcionais à dose de radiação. A modulação da corrente da ampola é uma ferramenta essencial para garantir a exposição adequada do doente em exames de TC. Foram reportadas reduções de dose de 40% pela utilização de modulação de corrente da ampola, pelo que esta opção deve ser aplicada na maioria dos protocolos de TC;
- Espessura de corte (mm) – geralmente, quanto maior for a espessura de corte, maior a resolução de contraste na imagem. No entanto, a imagem pode ser afetada por artefactos devido ao efeito de volume parcial. Uma espessura de corte menor proporciona maior resolução espacial, mas pode acarretar significativos problemas de ruído. Este parâmetro é inversamente proporcional à dose de radiação;
- Pitch – inferior a 1 beneficia a qualidade de imagem e superior a 1 conduz a menor qualidade de imagem, devido ao ruído associado. O pitch é inversamente proporcional à dose de radiação;
- Range (cm) – o tamanho da range tem uma influência proporcional na dose de radiação, mas não provoca qualquer resultado na qualidade de imagem;
- Field Of View (FOV) (cm) – o campo de visão tem efeito na qualidade de imagem, sendo que é inversamente proporcional à resolução espacial.

A seleção destes parâmetros deve ter em conta o objetivo clínico, a estrutura a estudar e as características individuais de cada doente. Os princípios gerais orientadores que permitem a redução de dose incluem a restrição da range mediante a questão clínica, utilização de modulação de corrente da ampola (mA), redução da tensão da ampola, diminuição do número de fases de aquisição (nomeadamente em exames com recurso a administração de produto de contraste iodado) e utilização de *software* de redução de dose com reconstrução iterativa (Goo, 2012; Kang et al., 2010; Mayo-Smith et al., 2014; Smith-bindman et al., 2015).

Outro aspeto importante a ter em conta é o correto posicionamento da região em estudo no isocentro da *gantry*, permitindo a otimização da dose de radiação (adequado controlo

automático de exposição, quando aplicado) e a manutenção da qualidade de imagem (Sigal Trattner et al, 2014).

Os detetores em TC têm como característica uma alta faixa dinâmica, ou seja, existe uma relação de proporcionalidade direta entre a dose e a qualidade de imagem. Isto significa que doses elevadas proporcionarão imagens com qualidade superior. Assim, torna-se fundamental a existência de programas de controlo de qualidade e auditorias para garantir que a dose no doente é otimizada (Vano et al., 2016).

4 – Descritores de dose em TC

Durante o desenvolvimento dos procedimentos dosimétricos em TC, foram aprovados pela *Food and Drug Administration* (FDA) dois fantasmas padrão: um cilindro acrílico de 32cm de diâmetro como fantoma de corpo e outro com 16cm como fantoma de cabeça. Ambos têm 15cm de espessura (no sentido do eixo Z) e contêm vários orifícios de 1 cm para inserção dos dosímetros (AAPM, 2010; Goldman, 2007a).

Através da utilização destes fantasmas foi possível verificar que um tecido recebe radiação não só quando o corte que o contém é irradiado, mas também de cortes adjacentes, como demonstrado na figura 12. A quantidade de radiação adicional recebida por cada corte depende de vários fatores, como sejam, a geometria do equipamento, a configuração do colimador, espaçamento entre os cortes, a posição do corte entre o conjunto de cortes, entre outros (Goldman, 2007a).

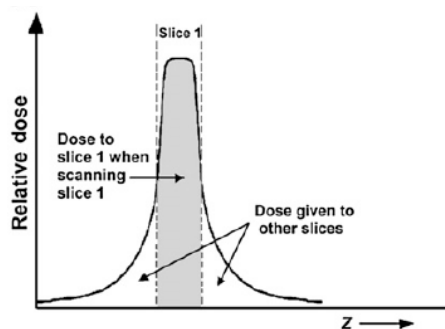


Figura 11- Perfil de dose de radiação característico (Goldman, 2007a)

4.1 – CTDI e DLP

Para descrever e caracterizar a libertação de energia nos tecidos em TC foram criadas e adotadas novas grandezas dosimétricas (Goldman, 2007a). O principal conceito dosimétrico utilizado em TC é o *Computed Tomography Dose Index* (CTDI), que representa a dose absorvida ao longo do eixo axial do fantoma, definido pela seguinte equação:

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

Onde $D(z)$ é o perfil de dose ao longo do eixo Z e N é o número de cortes adquiridos simultaneamente com espessura T (N=1 para SSCT). Assim, o CTDI é medido por corte axial e é calculado dividindo o integral da dose absorvida pela colimação do feixe nominal (AAPM, 2008, 2010; Goldman, 2007a).

Outra métrica utilizada é a definição de CTDI dada pela *Food and Drug Administration* (FDA), $CTDI_{FDA}$. De forma a padronizar as medições de CTDI (como infinito não é um valor provável), a FDA introduziu limites de integração para $\pm 7T$, onde T representa a espessura de corte (AAPM, 2008; Wambersie, 2008).

O $CTDI_{100}$ representa a dose acumulada de múltiplos cortes no centro do eixo de rotação da *gantry*. Na prática este valor pode ser obtido utilizando uma câmara de ionização em forma de lápis com 100mm de comprimento, nos fantasmas padrão referidos anteriormente. O $CTDI_{100}$ é expresso como dose absorvida no ar em *miliGray* (mGy) (AAPM, 2008; Commission, 2004; Goldman, 2007a)

O valor de CTDI varia dentro do FOV, sendo que tipicamente o seu valor é mais elevado na periferia do que no centro, tal como se pode verificar na figura seguinte.

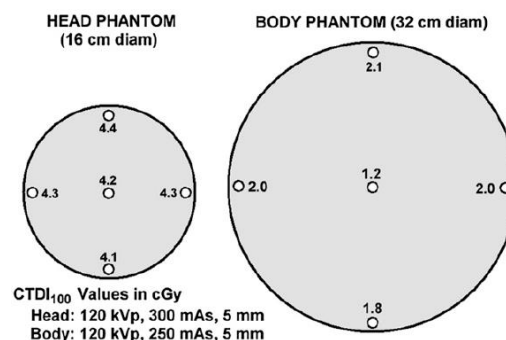


Figura 12 – Doses típicas de CTDI no centro e na periferia de fantasmas de cabeça e de corpo. No fantasma de cabeça, a dose ao centro é aproximadamente igual à dose na periferia, enquanto no fantasma de corpo é aproximadamente metade da dose na periferia (Goldman, 2007a)

Assim, o valor de CTDI médio ponderado ao longo de todo o FOV é estimado pelo $CTDI_w$:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}$$

Onde $CTDI_{100,centro}$ representa a medição central e $CTDI_{100,periferia}$ corresponde à média das medições nas quatro localizações periféricas dos limites transversais do fantoma (AAPM, 2008; Goldman, 2007a; Silva, 2014; Wambersie, 2008).

Para representar a dose consoante o protocolo de aquisição é utilizado o $CTDI_{vol}$. Assim, o $CTDI_{vol}$ normaliza o valor de $CTDI_w$ para um determinado valor de *pitch* em aquisições helicoidais ou de espaçamento entre cortes no modo axial:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w$$

Onde I é o incremento da mesa em modo axial (mm) (AAPM, 2008; Goldman, 2007a; Silva, 2014)

Em aquisições helicoidais é necessário ter em consideração o *pitch*, que é definido como a relação do incremento da mesa (I) pela largura total do feixe de raio X ($N \times T$):

$$Pitch = \frac{I}{(N \times T)}$$

Assim, o $CTDI_{vol}$ pode ser expresso pela seguinte equação:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{Pitch} \times CTDI_w$$

De uma forma geral, o $CTDI_w$ representa a média de dose de radiação absorvida ao longo dos eixos X e Y e o $CTDI_{vol}$ nas direções X, Y e Z. Assim, como o $CTDI_{vol}$ representa a dose média dentro do volume irradiado, este é o parâmetro mais utilizado em TC. É facilmente mensurável, tendo como unidade do Sistema Internacional (SI) o mGy (AAPM, 2008).

O CTDI, nas várias métricas enunciadas, é sempre uma estimativa da dose de radiação apenas no volume irradiado. Assim, para melhor representar a dose de radiação de um exame completo é utilizado o *Dose-Length Product* (DLP):

$$DLP (mGy.cm) = CTDI_{vol}(mGy) \times comprimento da aquisição (cm)$$

Portanto, o valor de DLP reflete a energia total absorvida atribuível à aquisição completa (AAPM, 2008; Goldman, 2007a; Wambersie, 2008).

Em termos práticos, um exame abdominal pode ter o mesmo valor de CTDI que um exame abdomino-pélvico, no entanto, este último teria um valor de DLP maior, proporcional ao comprimento ao longo do eixo Z. Também é possível constatar que alterações em parâmetros

técnicos irão ter influência sobre o CTDI (e conseqüentemente também no DLP), enquanto uma mudança no comprimento de aquisição com manutenção da técnica apenas se irá refletir no valor de DLP (AAPM, 2008; Wambersie, 2008).

O efeito de *overranging*, característico da interpolação de dados nas aquisições helicoidais, está associado a um aumento do valor de DLP devido às rotações adicionais para além dos limites definidos (AAPM, 2008).

Dadas as suas características dosimétricas serem bastante importantes, os equipamentos de TC atuais exibem o valor de $CTDI_{vol}$ e de DLP, de forma prospectiva. Aliás, é uma norma exigida aos fabricantes desde 2002 (AAPM, 2011).

4.2 – Dose efetiva

Embora o DLP seja proporcional à energia total depositada, este parâmetro não traduz um indicador de risco biológico apropriado, pois não tem em conta a radiosensibilidade dos tecidos ou órgãos irradiados. Para esse efeito, foi introduzido o conceito de dose efetiva, que é um descritor de dose que reflete as diferenças de sensibilidade biológica (Goldman, 2007a).

A dose efetiva (E) é um parâmetro único que reflete o risco de uma exposição não uniforme em termos de exposição equivalente de corpo inteiro. Ou seja, é a dose de radiação que se for recebida por todo o corpo, produz o mesmo risco, como a dose mais elevada recebida pela parte do corpo realmente exposta (volume irradiado). Este é um conceito utilizado em radiodiagnóstico, pois permite a comparação dos efeitos biológicos entre diferentes exames com recurso a radiação ionizante. A unidade de dose efetiva é o *Sieverts* (Sv), geralmente *millisieverts* (mSv) (AAPM, 2008; Goldman, 2007a).

A dose efetiva tem em conta a quantidade de radiação recebida por um tecido individual, bem como a sensibilidade relativa do tecido à radiação. Os valores de dose efetiva podem ser calculados utilizando diferentes *softwares*. Usando a metodologia proposta pelo *National Radiological Protection Board* (NRPB), no Reino Unido, podem ser calculados os coeficientes de dose nos órgãos. Assim, pode ser estimada a E a partir do DLP, que é reportado pela maioria dos equipamentos:

$$E(mSv) \approx k \times DLP$$

Onde k representa o coeficiente de conversão de DLP em E de acordo com a região anatómica irradiada durante o exame de TC, que pode ser consultado no relatório 96 da *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* (AAPM, 2008) .

4.3 – Size-Specific Dose Estimate

Tanto o $CTDI_{vol}$ como o DLP são descritores de dose que são sensíveis a alterações aos parâmetros de aquisição, como sejam a tensão da ampola, corrente da ampola, tempo de rotação da *gantry*, *pitch*, entre outros, mas são independentes do tamanho do doente (AAPM, 2011).

A *Size-Specific Dose Estimate (SSDE)* é uma estimativa da dose no doente, que tem em conta correções com base no seu tamanho, utilizando as dimensões medidas diretamente no doente ou nas imagens obtidas. Atualmente, o valor de SSDE é baseado no valor de $CTDI_{vol}$ reportado pelos equipamentos de TC, no entanto, futuras modificações podem incluir fatores de correção de SSDE com base em outras medições pertinentes nos fantomas (AAPM, 2011).

Desde modo, a fórmula para estimar a dose no doente com um tamanho específico é dada por:

$$SSDE = f_{size}^{32x} \times CTDI_{vol}^{32}$$

Para um fantoma de referência de $CTDI_{vol}$ com diâmetro de 32cm.

O relatório 204 da AAPM providencia tabelas onde são apresentados os fatores de conversão (f_{size}^{32x}) dependentes do tamanho do doente (dimensão antero-posterior (AP) e lateral), de acordo com o fantoma de referência de $CTDI_{vol}$ de 32cm (AAPM, 2011). De realçar que não existem dados para exames de crânio e coluna, apenas para procedimentos de corpo como o tórax, abdómen e pélvis (Strauss, 2014).

Pela fórmula enunciada é possível constatar que o valor de SSDE não tem em consideração variações no comprimento da range de aquisição (Brink & Morin, 2012).

Alguns serviços optam por incluir os ficheiros de dose no relatório do exame realizado, contudo os valores de $CTDI_{vol}$ e de DLP apenas fornecem informação dosimétrica tendo em conta os fantomas padrão. Seria portanto interessante reportar o valor de SSDE, de modo a obter o valor de dose médio recebido por determinado doente (Strauss, 2014).

5 - Efeitos da radiação

Os efeitos biológicos da radiação podem ser agrupados em dois tipos: efeitos determinísticos e efeitos estocásticos. Os efeitos determinísticos são aqueles que ocorrem acima de um valor limiar de dose, e incluem a maioria dos tipos de lesão tecidual direta. Nos efeitos estocásticos não existe um limiar de dose, mas aumenta a probabilidade de incidência com o aumento da dose. Estes incluem os efeitos cumulativos da radiação, tais como a indução de cancro e de doenças hereditárias (Engel-Hills, 2006; Matthews & Brennan, 2009; Radiology, 2011). No entanto, de acordo com o intervalo de doses aplicadas em radiodiagnóstico, não existe uma evidência clara do risco de indução de cancro (Radiology, 2011; Ulsh, 2015).

Torna-se, contudo, importante destacar alguns órgãos que apresentam maior radiosensibilidade, como sejam o tecido glandular e gonadal, o cristalino e a medula vermelha. Por outro lado, as extremidades são menos radiosensíveis (Tins, 2010).

As crianças, como apresentam maior atividade mitótica e maior expectativa de vida, são dez vezes mais radiosensíveis que um adulto. Assim, quando se trata de pediatria, a aplicação de estratégias de redução de dose e de otimização da proteção adquire ainda maior importância (Commission, 2013; Raissaki, 2004).

Devido à crescente realização de exames com elevadas dose de radiação, como é o caso da TC, a *International Atomic Energy Agency* (IAEA) está a desenvolver o projeto *Smart Card* com o objetivo de registar e acompanhar a dose cumulativa de radiação nos doentes ao longo da sua vida. Assim, seria possível documentar a quantidade de radiação que um indivíduo recebe decorrente dos procedimentos de diagnóstico que efetua. Esta ferramenta permitiria proteger os doentes de doses excessivas de radiação, mas também possibilitaria que os médicos avaliassem os riscos e benefícios do uso repetido de determinada modalidade de imagem, especialmente para técnicas que envolvem a utilização de doses elevadas (Commission, 2013; Dougeni et al., 2012)

6 - Princípios de Proteção Radiológica

A par da crescente preocupação acerca dos potenciais riscos da radiação, têm sido desenvolvidas estratégias com foco na proteção radiológica e redução de dose no doente (Goo, 2012).

A estrutura de proteção radiológica recomendada pelo *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) está assente em três princípios fundamentais: justificação da prática, otimização da proteção e aplicação de limites de dose (Commission, 1999a, 2004; Engel-Hills, 2006; Jeong et al., 2016; Matthews & Brennan, 2009). Contudo, não são aplicados limites de dose a doentes submetidos a exposições médicas, uma vez que a necessidade clínica prevalece sobre os constrangimentos de dose (ICRP, 2007).

6.1 – Justificação da prática

A justificação do procedimento constitui o primeiro passo no processo de proteção da radiação e assume um papel fulcral. Implica que a exposição deva traduzir um claro benefício para o doente e que nenhum procedimento seja aprovado caso essa condição não se verifique (Engel-Hills, 2006; Matthews & Brennan, 2009; Radiology, 2011).

Todavia, a quantificação clínica do risco-benefício da radiação não é uma tarefa simples. Daí que seja essencial uma correta avaliação da informação clínica (incluindo o histórico do doente) e que os médicos prescritores tenham conhecimento acerca do potencial diagnóstico da modalidade, bem como do seu impacto biológico, para melhor direcionarem o caminho diagnóstico (Engel-Hills, 2006; Radiology, 2011). O uso de técnicas de imagem adequadas com base em *guidelines* de referência, de acordo com condições clínicas específicas, reduz a realização de exames sem justificação médica (Commission, 2014b; Dougeni et al., 2012; Jeong et al., 2016).

A implementação de *guidelines* de imagem clínica fornece apoio à decisão diagnóstica, evitando a realização de práticas desnecessárias e permitindo uma distribuição eficaz dos recursos hospitalares limitados. Vários países, como Estados Unidos da América e Reino Unido, e diversas organizações internacionais, nomeadamente a *European Society of Radiology* (ESR) com a campanha *EuroSafe Imaging*, têm desenvolvido e recorrido à utilização de *guidelines* clínicas, porém a sua utilização ainda não está amplamente divulgada (Jeong et al., 2016).

Alguns estudos sugerem que 40% dos exames de TC poderiam ser evitados, sem comprometer os cuidados ao doente. Tal seria possível através da eliminação dos exames que não são estritamente necessários ou pela sua substituição por modalidades alternativas, como a Ressonância Magnética (RM) ou a ecografia (Dougeni et al., 2012).

A IAEA e a *World Health Organization* (WHO) tomaram uma posição conjunta no diz respeito à proteção radiológica em medicina: “Bonn call for action”. Definiram 10 ações com vista a melhorar a proteção radiológica em medicina na próxima década, onde consta a implementação do princípio da justificação da exposição a radiação médica. Desde modo, recomendam a introdução e aplicação de três pontos-chave (AAA) como ferramentas suscetíveis de facilitar e melhorar a justificação da exposição: consciência (*Awareness*), adequação (*Appropriateness*) e auditoria (*Audit*) (IAEA & WHO, 2012; Jeong et al., 2016).

6.2 – Otimização da proteção

Uma vez justificada a necessidade de realização do procedimento radiológico, a etapa seguinte é a otimização da proteção. O objetivo é minimizar a dose de radiação mantendo a obtenção de imagens com qualidade diagnóstica, seguindo o princípio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA) (Goo, 2012; Holmberg, Czarwinski, & Mettler, 2010).

A implementação do princípio de otimização também consta das ações prioritárias recomendadas pela “Bonn call for action” para proteção da radiação em medicina (IAEA & WHO, 2012).

O processo de otimização contempla dois níveis de atuação: na configuração dos equipamentos e no protocolo adotado para realização do exame (ICRP, 2007).

Como a TC é um método de imagem que implica a utilização de doses de radiação relativamente elevadas, é sobre esta modalidade que prevalecem os esforços de otimização. Vários estudos revelam variações na dose para o mesmo procedimento, entre instituições, o que sugere um grande potencial para otimização da proteção dos doentes submetidos a TC (Dougeni et al., 2012; Smith-bindman et al., 2015; Smith-Bindman et al., 2009). Estas discrepâncias estão relacionadas com a utilização de diferentes tipos de equipamentos/fabricantes e aplicação de protocolos distintos. No entanto, a dose no doente está mais dependente do protocolo e parâmetros técnicos selecionados do que do tipo de equipamento, realçando a necessidade de padronização dos protocolos (Dougeni et al., 2012; Smith-Bindman et al., 2009).

As auditorias clínicas, internas ou externas, são uma excelente ferramenta para verificar com regularidade a qualidade da implementação das práticas de proteção radiológica. A finalidade de uma auditoria clínica multidisciplinar é melhorar os cuidados ao doente através de uma avaliação do serviço, para identificação de futuras melhorias. Este é um processo cíclico e que

engloba todo o percurso clínico: estrutura, processo e resultados (Facilities & Facilities, 2014; IAEA & WHO, 2012; Radiology, 2011).

Atualmente, são poucos os países europeus que realizam auditorias clínicas e programas de gestão da qualidade a exposições médicas, embora, esta seja uma metodologia recomendada para identificar práticas não otimizadas. Apesar da existência de regulamentação e *guidelines*, a União Europeia deve incentivar os países a realizarem auditorias de forma a otimizar e harmonizar as práticas radiológicas (Commission, 2013).

6.2.1 - Níveis de Referência de Diagnóstico

O ponto de partida do processo de otimização é o estabelecimento de NRD, proposto pela primeira vez pelo ICRP em 1996, e subsequentemente introduzido na Legislação Europeia (Diretiva n.º 97/46/EURATOM) e Legislação Portuguesa (Decreto-Lei n.º 180/2002) (Foley, Mcentee, & Rainford, 2012; IAEA & WHO, 2012; McCollough et al., 2011).

Segundo a Legislação Portuguesa, os NDR são *“níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico (...) para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou e modelos-padrão para tipos de equipamentos de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica”* (República Portuguesa, 2002).

Os NRD são utilizados no contexto de otimização da proteção dos doentes submetidos a uma exposição médica. Não representam valores de dose ideais, apenas definem um limite superior que não deve ser ultrapassado em condições normais para um doente padrão, quando são aplicadas boas práticas radiológicas. Quando esses níveis são excedidos, o serviço deve desencadear investigações internas, de modo a identificar as causas e otimizar os procedimentos de forma adequada e segura. A investigação deve incluir a revisão do desempenho dos equipamentos e a análise dos protocolos utilizados (Commission, 1999a; Foley et al., 2012; McCollough et al., 2011; Vano et al., 2016).

Contudo, os NRD não devem ser utilizados como limites de dose. Estes são indicadores para alcançar uma boa prática radiológica e uma forma útil de promover a proteção do doente (ICRP, 2007; Vano et al., 2016).

Os NRD devem ser definidos com base em dados derivados dos exames nos doentes e são expressos em termos de $CTDI_{vol}$ e DLP. Não devem ser aplicados a doentes individuais, mas sim

a doses médias para grupos representativos dos doentes. Isto porque, para alguns doentes pode ser necessário maior quantidade de radiação, quer devido ao seu tamanho, diagnóstico específico ou complexidade do procedimento (Commission, 1999a; Vano et al., 2016).

Segundo o ICRP, devem ser definidos NRD nas instituições que realizam procedimentos com recurso a radiação ionizante, como parte do processo de auditoria clínica. O estabelecimento de NRD é o primeiro passo de um processo contínuo, que deve ser repetido periodicamente para observar as alterações e atualizar os valores, de modo a manter o ritmo de melhoria (Vano et al., 2016).

A definição de NRD e posterior comparação com dados nacionais e *guidelines* internacionais promove a realização de um processo de auditoria dosimétrica e melhora a proteção do doente contra as radiações ionizantes, conduzindo a uma redução dos níveis de dose, sem comprometer a qualidade de imagem ou os cuidados ao doente (Santos et al., 2014).

6.2.2 - Qualidade de imagem

A qualidade de imagem em TC é determinada pelo facto de as imagens produzidas serem uma representação verdadeira dos valores de atenuação do feixe de raios-X pelo corpo (Zarb, Rainford, & McEntee, 2010).

É difícil estabelecer a dose mínima necessária para a realização de qualquer procedimento. Daí que o tema de maior controvérsia entre técnicos de radiologia, médicos e físicos está relacionado com a otimização da proteção do doente para atingir a conformidade do valor de NRD para determinado exame. No entanto, o valor de NRD não é um descritor da qualidade de imagem. Assim, a obtenção de um NRD acima ou abaixo de determinado valor não indica que a imagem seja adequada ou inadequada para uma determinada situação clínica (Tins, 2010; Vano et al., 2016; Wambersie, 2008).

A prioridade de um exame diagnóstico é alcançar qualidade de imagem satisfatória, de modo a cumprir o propósito clínico. Desde modo, doses de radiação baixas em que a qualidade de imagem é inadequada, são tão inaceitáveis como doses de radiação demasiado altas (Vano et al., 2016; Verdun et al., 2015).

Portanto, avaliando apenas os NRD sem critérios de qualidade de imagem, permitiria alcançar baixos valores de NRD, mas a acuidade diagnóstica poderia ficar comprometida. Por outro lado,

a substituição da aplicação de NRD pela avaliação da qualidade de imagem também não seria apropriado. A solução passa pelo processo de otimização equilibrar a qualidade de imagem com a dose no doente (Vano et al., 2016).

Para implementação de protocolos otimizados, suscetíveis de alterar a qualidade de imagem, é necessário a aplicação de métodos eficazes e cientificamente aceites para avaliação da qualidade de imagem (Zarb et al., 2010).

A determinação da qualidade de imagem ótima é uma tarefa complexa que envolve medidas físicas objetivas associadas a perceções subjetivas (critérios anatómicos) dos observadores como indicação do desempenho clínico (Commission, 1999a; Wambersie, 2008; Zarb et al., 2010).

A qualidade de imagem pode ser expressa objetivamente em termos de parâmetros físicos: uniformidade, linearidade, ruído, resolução espacial e resolução de contraste. Estas características estão dependentes do equipamento de TC utilizado, dos parâmetros de exposição selecionados e das condições de visualização (Commission, 1999a; Zarb et al., 2010).

É possível a avaliação quantitativa dos parâmetros anteriormente enumerados, através de testes com fantomas. Estas medições devem ser realizadas regularmente, a fim de garantir o controlo de qualidade do equipamento (Commission, 1999a; Wambersie, 2008).

A base do processo de otimização da qualidade de imagem em TC é encontrar a quantidade de ruído aceitável sem prejudicar o diagnóstico, quando são implementadas medidas de redução de dose. A relação sinal-ruído é o melhor descritor da resolução de contraste e é facilmente determinada através da definição de *Region Of Interest* (ROI) (Zarb et al., 2010).

Contudo, a avaliação da qualidade de imagem não fica completa sem a aplicação de métodos subjetivos, através de medições feitas pelos observadores a partir da sua resposta a estímulos visuais. Estas medições de desempenho diagnóstico podem ser efetuadas a partir de imagens de exames em ambiente clínico e/ou através de fantomas (Zarb et al., 2010).

A Comissão Europeia apresentou no documento *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* os critérios anatómicos para exames de TC. Aplicam-se a doentes-padrão (peso ± 70 kg e altura $\pm 1,70$ m) e a uma técnica “normal” do procedimento em questão. Estes critérios de qualidade devem ser usados como rotina, tanto por técnicos como por médicos de radiologia, para controlo do desempenho imagiológico (Commission, 2004).

Uma forma simples de quantificar as opiniões subjetivas é através de uma análise por *Visual Grading Analysis* (VGA). Este é o método *gold standard* para avaliar a qualidade de imagem

clínica pela classificação de estruturas anatómicas e pode ser aplicado de forma relativa ou absoluta. Pelo método VGA relativo, as imagens são comparadas e classificadas a partir de uma imagem de referência. Por outro lado, na VGA absoluta as imagens são comparadas e classificadas umas contra as outras. Assim, uma pontuação calculada a partir dos resultados desta análise permite uma avaliação estatística das diferenças (Zarb et al., 2010).

O método *Visual Grading Characteristic* (VGC) permite a análise dos dados obtidos pelos estudos VGA, através de metodologia semelhante às curvas *Receiver Operator Characteristic* (ROC). Tal como numa curva ROC, a origem de uma curva VGC é 0 e os seguintes pontos de dados são relativos às frequências das categorias correspondentes. O último ponto inclui todas as decisões, sendo portanto 1 (Ludewig, Richter, & Frame, 2010).

Através de *software* ROC apropriado podem ser obtidas curvas VGC e o cálculo da área abaixo da curva, que é uma medida da diferença da qualidade de imagem entre os dois contextos avaliados. Uma curva igual ou próximo da diagonal, a que corresponde uma área abaixo da curva de cerca de 0,5, indica igualdade entre as condições investigadas (Ludewig et al., 2010).

7 - Material e Métodos

O presente estudo foi realizado no serviço de Imagiologia da Casa de Saúde de Santa Filomena – SANFIL Medicina. Esta é uma instituição de saúde privada, com convenção com o serviço público. Foi obtida autorização para a execução do mesmo estudo, que excluí dados referentes aos doentes que realizaram os exames por motivos de saúde e necessidade própria, sendo apenas analisados os valores de dose por exame, excluindo assim a necessidade de consentimento informado (ARS Norte, 2010).

A investigação incidiu no único equipamento de TC que existe no serviço referido, tendo este como principais características:

- Modelo *Light Speed 4* cortes, do fabricante GE;
- Ano de fabrico: 2001;
- Ano de instalação: 2009.

Para proceder à recolha de dados foi necessário garantir que o controlo de qualidade do equipamento estava atualizado e que este se encontrava em ótimas condições de calibração.

A metodologia aplicada neste estudo baseou-se em *guidelines* e recomendações europeias, como ICRP 2016, RP 109 e RP 154, e foi dividida em quatro fases:

- Fase 1 – Criação de NRD locais;
- Fase 2 – Análise das práticas e realização de testes experimentais com fantasmas;
- Fase 3 – Atualização dos NRD pós-otimização;
- Fase 4 – Avaliação da qualidade de imagem.

7.1 – Metodologia para obtenção de NRD

A primeira fase iniciou-se com a seleção dos procedimentos para os quais seriam estabelecidos os NRD, através da identificação dos exames realizados com maior frequência no equipamento TC em estudo. Visto não existir um sistema *Picture Archiving and Communication System* (PACS) operacional neste serviço de Imagiologia, aquando da realização da primeira fase do estudo, a identificação dos procedimentos realizados com maior frequência foi feita pela análise dos exames de TC debitados num período de 6 meses (entre Janeiro e Junho de 2015). Após a

avaliação dos exames de TC debitados, foram selecionados os 4 procedimentos mais realizados no período considerado.

Apenas foram incluídos neste estudo os exames que correspondiam a um protocolo típico, de acordo com o procedimento selecionado. Não foram considerados exames em que alguma dúvida diagnóstica tenha conduzido a mais aquisições do que a rotina e consequentemente a doses mais altas, ou caso tenha ocorrido uma interrupção precoce do procedimento.

De modo a cumprir os requisitos de padronização foram somente incluídos os pacientes que correspondiam ao modelo de doente-padrão ($70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ e $1,70\text{m} \pm 5\text{cm}$). Para cada paciente foi registado o género, idade (anos), número de identificação interno, data de realização do exame, peso (kg), altura (m) e informação clínica. Em cada procedimento foi obtida uma amostra representativa de pelo menos 10 pacientes.

Foram também registados os seguintes parâmetros técnicos: tensão da ampola (kV), corrente da ampola (mA), *pitch*, modo de aquisição, espessura de corte (mm), *noise index*, número de fases do exame, CTDI_{vol} (mGy) e DLP (mGy.cm).

A recolha de dados da primeira fase decorreu de Outubro a Dezembro de 2015, tendo culminado com a criação de NRD locais para os procedimentos selecionados. A informação recolhida foi organizada em *Microsoft Excel* e para o tratamento estatístico foi elaborada uma base de dados no programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS v.23). Assim, procedeu-se à criação de NRD locais pelo cálculo do Percentil 75 (P 75) dos descritores de dose, CTDI_{vol} e DLP.

7.2 – Testes experimentais com fantomas

Após a criação de NRD locais, iniciou-se a segunda fase deste estudo com a análise dos NRD obtidos e comparação com *guidelines* e recomendações internacionais. Para a posterior definição de medidas de otimização foi necessário, primeiramente, avaliar as práticas e protocolos utilizados na fase 1.

Foram realizados diversos testes experimentais num fantoma antropomórfico de corpo inteiro (PBU-60, Kygoto-Kagaku), de modo avaliar os parâmetros de otimização e a definir possíveis alterações nos protocolos. Este fantoma pode ser dividido em dez partes, sendo que os órgãos apresentam um posicionamento anatómico correto e UH adequadas (figura 13).



Figura 13 – Fantoma antropomórfico PBU-60 utilizado neste estudo

A estas experiências seguiu-se uma reunião multidisciplinar com os profissionais do serviço, de modo a definir o melhor protocolo de otimização. Este objetivo foi alcançável conciliando a redução de dose com a manutenção da qualidade diagnóstica, indispensável para a realização de um exame que satisfaça a necessidade clínica.

7.3 – Otimização de procedimentos e atualização dos NRD

Com a aplicação de estratégias de otimização e de redução de dose, começou a terceira fase do estudo sendo novamente calculados NRD. Foi repetido o procedimento de recolha de dados aplicado na fase 1 (entre Janeiro e Março de 2016), resultando na obtenção de NRD otimizados. Nesta fase foram, adicionalmente, recolhidos dados relativos às dimensões AP e lateral dos doentes a partir das imagens obtidas para TC abdominal e TC tórax, de modo a calcular o valor de SSDE. Estas medições foram efetuadas ao nível das cristas íliacas para TC abdominal e do apêndice xifóide para TC tórax, tal como ilustra a figura 14.

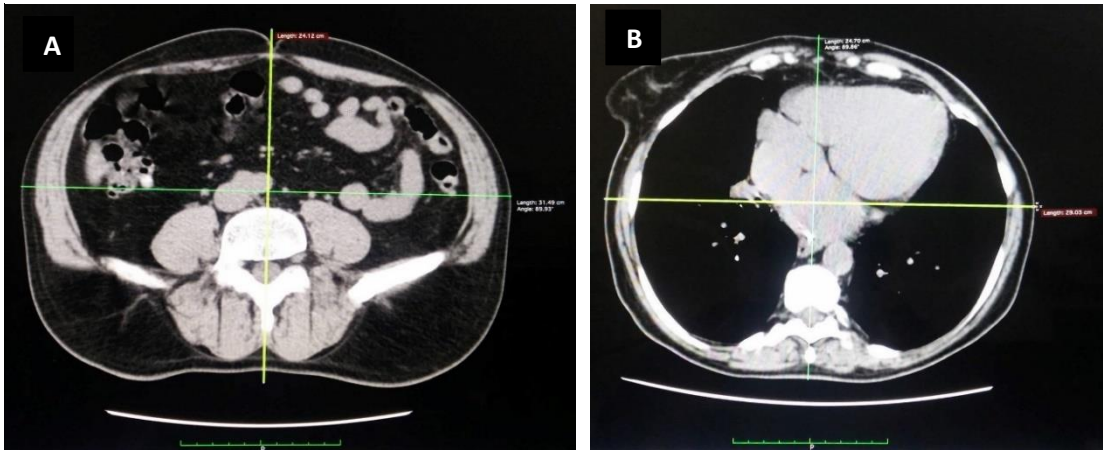


Figura 14 – Medição das dimensões AP e lateral efetuadas ao nível das cristas ilíacas para TC abdominal (A) e do apêndice xifóide para TC tórax (B)

Da mesma forma que na fase 1, os dados foram organizados e foi elaborada uma base de dados no programa SPSS para tratamento estatístico dos dados pós-otimização. De modo a avaliar a existência de diferenças estatisticamente significativas nos descritores de dose entre a fase 1 e 3 foi realizado o teste-T para amostras independentes.

7.4 – Procedimentos para avaliação da qualidade de imagem

Após o processo de otimização, que envolveu a revisão dos protocolos e das práticas subjacentes à realização dos procedimentos considerados, apesar da aprovação clínica foi necessário verificar a manutenção da qualidade de imagem. Esta avaliação foi realizada somente para os procedimentos de TC CE e TC lombar, nos quais foram obtidas diferenças estatisticamente significativas nos descritores de dose analisados entre a fase 1 e a fase 3.

Para isso, procedeu-se à seleção aleatória de 10 exames por procedimento da base de dados elaborada, sendo 5 exames pré-otimização e 5 exames pós-otimização de cada região anatômica. O processo de avaliação da qualidade de imagem foi realizado através de dois métodos: avaliação objetiva e subjetiva.

A avaliação objetiva da qualidade de imagem foi realizada por um técnico de Radiologia com mais de três anos de experiência pela definição de ROI de 1cm², em regiões homogêneas, para obtenção da média e desvio padrão das UH. O sinal foi medido pelo cálculo do valor médio de UH da ROI e o ruído pelo desvio padrão (Zarb et al., 2010).

No que se refere a TC CE foram definidas ROI's na região supra-tentorial (tálamo direito e esquerdo, figura 15-A) e na região infra-tentorial (ângulo ponto-cerebeloso e lobos temporais direito e esquerdo, figura 15-B).

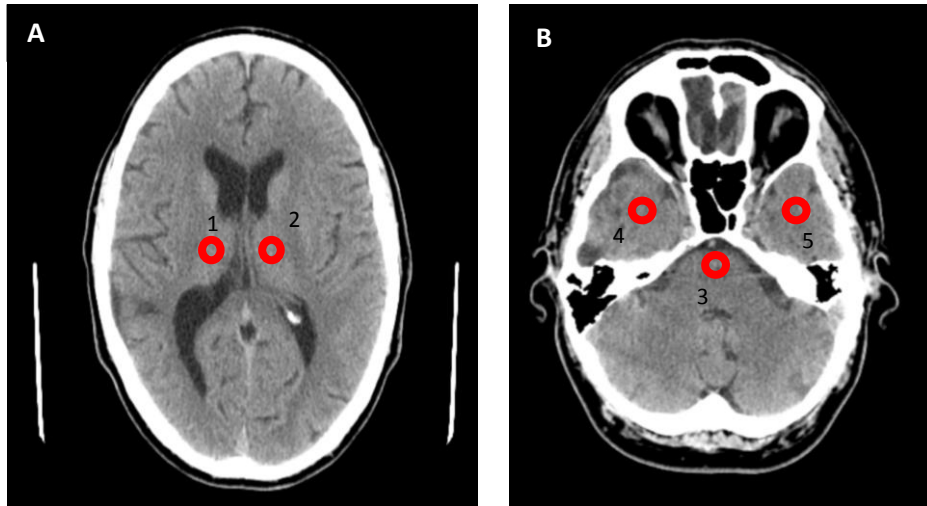


Figura 15 – Identificação das ROI's utilizadas para a avaliação objetiva da qualidade de imagem para TC CE. (A) Região supra-tentorial: tálamo direito (1) e tálamo esquerdo (2). (B) Região infra-tentorial: ângulo pontocerebeloso (3), lobo temporal direito (4) e lobo temporal esquerdo (5)

Para TC coluna lombar foram definidas 2 ROI's nos discos intervertebrais (figura 16 - A e B) e 2 ROI's nos corpos vertebrais (figura 16 – C e D).

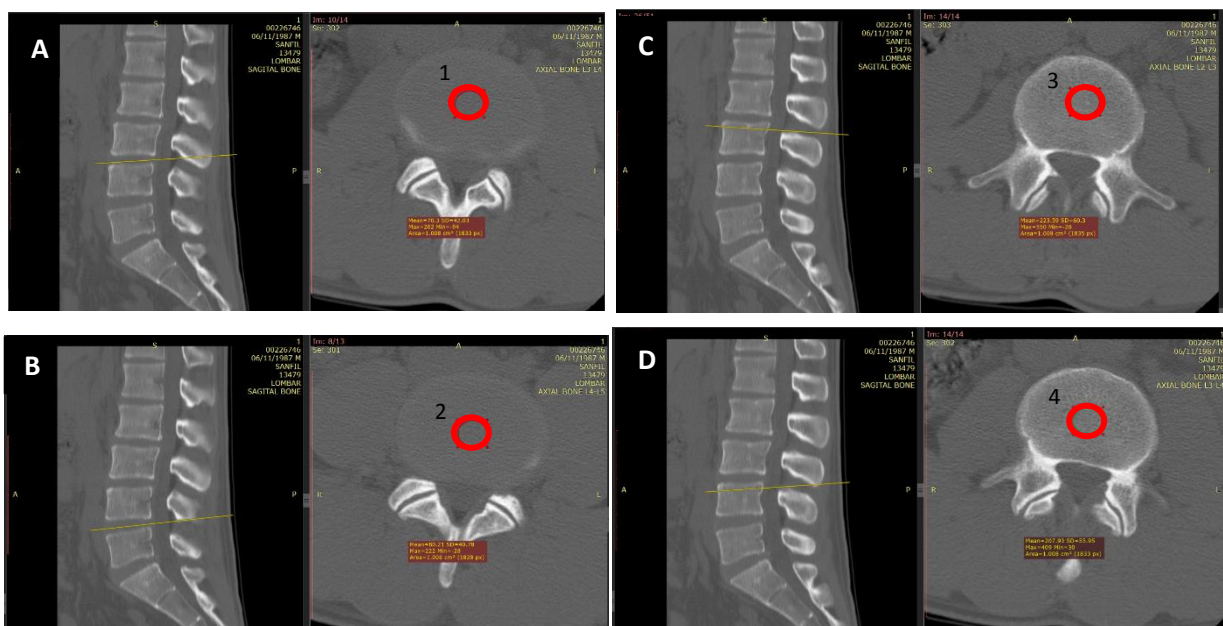


Figura 16 – Identificação das ROI's aplicadas na avaliação objetiva da qualidade de imagem para TC coluna lombar: (A) disco intervertebral L3-L4 (1); (B) disco intervertebral L4-L5 (2); (C) corpo vertebral de L3 (3) e (D) corpo vertebral de L4 (4)

Os dados recolhidos foram organizados e analisados estatisticamente no programa SPSS, através do teste ANOVA.

A avaliação subjetiva foi realizada individualmente por 3 médicos de Neurorradiologia com mais de três anos de experiência, com base nos critérios anatómicos que constam do documento “*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*” (tabela 1).

Tabela 1 - Critérios anatómicos para avaliação subjetiva da qualidade de imagem para TC CE e TC coluna lombar (Commission, 2004)

TC CE	TC coluna lombar
1 - Fronteira entre a substância branca e cinzenta	1 - Disco intervertebral
2 - Gânglios da base	2 - Saco tecal
3 - Sistema ventricular	3 - Gordura peritecal
4 - Do espaço do líquido cefalorraquídeo em torno do mesencéfalo	4 - Canais radiculares intervertebrais
5 - Do espaço do líquido cefalorraquídeo no cérebro	5 - Raízes nervosas
	6 - Do osso cortical e trabecular
	7 - Articulações intervertebrais
	8 - Ligamentos paravertebrais

A avaliação dos exames selecionados foi efetuada com base na reprodução visual detalhada e distinção das estruturas anatómicas da tabela 1, através da seguinte escala de pontuação:

- 1 – Confiante de que o critério não é cumprido;
- 2 – Pouco confiante de que o critério não é cumprido;
- 3 – Indeciso se o critério é cumprido ou não;
- 4 – Pouco confiante de que o critério é cumprido;
- 5 – Confiante de que o critério é cumprido.

Os observadores usaram a escala para exprimir a sua opinião sobre a visibilidade de determinada característica, sem utilização de uma imagem de referência, de acordo com a análise VGC absoluta.

Os exames a avaliar foram codificados e encontravam-se anonimizados. De modo a obter uma avaliação imparcial, foi eliminado o ficheiro de dose e as imagens não apresentavam qualquer descritor de dose visível. A análise das imagens foi realizada numa *workstation* de diagnóstico, através do *software OsiriX MD*, com manutenção das condições de luminância do monitor e da sala. A análise dos dados obtidos através da avaliação subjetiva foi efetuada pelo programa *Web-based Calculator for ROC curves*.

8 - Resultados

A organização dos resultados deste trabalho segue a apresentada na metodologia.

8.1 - Fase 1: NRD locais

Durante o período analisado foram realizados um total de 2127 procedimentos TC, sendo os mais realizados: TC CE (472 exames), TC coluna lombar (402 exames), TC abdominal (247 exames) e TC tórax (218 exames). Estes procedimentos anteriormente enumerados correspondem a mais de metade de todos os exames realizados (aproximadamente 61%).

Na primeira fase foram recolhidos dados relativos a 214 doentes, sendo 127 do género feminino (59%) e 87 do género masculino (41%). Estes apresentavam uma média de idade de aproximadamente 58 anos, sendo a idade mínima 18 anos e máxima 86 anos.

Dos 214 doentes anteriormente considerados, foram excluídos 151 porque não correspondiam às características de doente-padrão. Assim, apenas 63 exames foram considerados para o cálculo de NRD: 20 para TC CE, 22 para TC coluna lombar, 11 para TC abdominal e 10 para TC tórax.

A tabela 2 discrimina os fatores de exposição dos procedimentos considerados para o cálculo dos NRD, tendo em conta os protocolos de rotina em vigor na fase 1.

Tabela 2 - Resumo dos fatores de exposição da fase 1 para TC CE, TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax

Protocolo rotina	Tensão da ampola (kV)	Corrente da ampola (mA)	Noise Index	Espessura de corte (mm)	Pitch	
TC CE	Infra tentorial	140	180	-	2,5	-
	Supra tentorial	120	210	-	5	-
TC coluna lombar	140	Mod. mA (máx. 300mA)	15,8	2,5	0,75:1	
TC abdominal	120	Mod. mA (máx. 440mA)	13,3	3,75	0,75:1 ou 1,5:1	
TC tórax	1	Mod. mA (máx. 350mA)	13,3	3,75	1,5:1	
	2	Mod. mA (máx. 350mA)	16,3	2,5	1,5:1	
	3	Mod. mA (máx. 350mA)	11,5	5	0,75:1	

Do protocolo de rotina para TC CE importa destacar a realização da aquisição em modo axial, composta por duas ranges distintas (uma infra-tentorial e outra supra-tentorial), ambas com orientação supra-orbitomeatal. Para obter a orientação das ranges pretendida é aplicada a inclinação da *gantry* necessária. Além disso, previamente é realizado um topograma de perfil e o paciente encontra-se na posição de decúbito dorsal e *head first*. Não foram incluídos neste estudo exames com recurso a administração de contraste iodado intravenoso.

Para os restantes procedimentos considerados o posicionamento do doente é feito em decúbito dorsal e *feet first*. A realização do topograma é efetuada em dois planos (frente e perfil) e a aquisição em modo helicoidal. Além disso, o valor de corrente na ampola é obtido através de modulação automática, com valor máximo dependente do exame em causa. Para isso, em equipamentos GE, é selecionado o nível de ruído desejado – *noise index*.

Nos estudos de TC abdominal e TC tórax não existe um protocolo de rotina definido, sendo que este sofre alterações consoante a informação clínica e o médico responsável pela realização do exame. Pelos mesmos motivos, o número de fases de aquisição nestes procedimentos é variável. Para TC abdominal, em relação aos fatores de exposição avaliados, apenas foram registadas alterações no *pitch* entre 0,75:1 e 1,5:1. No que se refere a TC tórax, foi possível detetar 3 protocolos distintos que apresentavam variações no valor de *noise index*, espessura de corte e *pitch*, tal como está demonstrado na tabela 2.

Da análise dos dados recolhidos também foi possível averiguar as principais causas para a realização dos exames selecionados. A informação clínica prevalente para TC CE é traumatismo (30%), seguindo-se de cefaleias (25%). A maioria dos exames de TC coluna lombar executados são devidos ao contexto clínico de lombalgias (63%). Para a realização de TC tórax, a principal justificação apresentada foi o esclarecimento de alterações presentes na radiografia do tórax (40%). Por outro lado, o objetivo clínico do exame TC abdominal é bastante variável, sendo as principais causas patologia renal ou hepática.

A primeira fase deste estudo culminou com criação de NRD locais para os procedimentos considerados, que são exibidos na tabela 3.

Tabela 3 – NRD obtidos na fase 1, em termos de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DPL (mGy.cm)

Procedimento	Parâmetros estatísticos	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DPL (mGy.cm)
TC CE	Média (\pm Desvio Padrão)	106,32 (\pm 1,27)	1534,25 (\pm 63,73)
	P 75	107	1569
TC coluna lombar	Média (\pm Desvio Padrão)	43,20 (\pm 6,34)	1291,29 (\pm 223,44)
	P 75	49	1468
TC abdominal	Média (\pm Desvio Padrão)	16,51 (\pm 5,03)	1790,33 (\pm 705,93)
	P 75	17	2047
TC tórax	Média (\pm Desvio Padrão)	15,35 (\pm 2,12)	673,35 (\pm 200,2)
	P 75	18	825

8.2 - Fase 2: Testes experimentais com fantomas

Após a obtenção de NRD locais, foi realizada uma análise às práticas e protocolos envolvidos na execução dos exames considerados, com vista a definir medidas de otimização. Com esse objetivo, foram realizados diversos testes experimentais, tendo como ponto de partida o protocolo utilizado na fase 1.

No que se refere à TC CE, o posicionamento do fantoma seguiu as práticas realizadas no protocolo rotina, encontrando-se no isocentro da *gantry* (figura 17). Durante a realização dos diversos testes manteve-se constante o posicionamento do fantoma, a range definida e a inclinação da *gantry*.



Figura 17 – Posicionamento do fantoma na realização dos testes experimentais para TC CE

Na tabela 4 são enumerados os testes realizados para TC CE, onde se encontra assinalado o protocolo de rotina da fase 1 a azul (P1).

Tabela 4 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC CE

Protocolo	Região anatômica	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Noise index	Esp. de corte (mm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy) (% redução)	DLP (mGy.cm) (% redução)
P1	Infra-tentorial	140	180	-	2,5	129,73	653,83	106,36	1406,32
	Supra-tentorial	120	210	-	5	82,99	752,49		
P2	Infra-tentorial	120	180	-	2,5	83,89	422,8	83,44	1175,29
	Supra-tentorial		210	-	5	82,99	752,49	(-21,6%)	(-16,4%)
P3	Infra-tentorial	140	Mod. 250	3,88	2,5	152,79	770,07	97,54	1153,48
	Supra-tentorial	120			5	42,28	383,41	(-8,3%)	(-18%)
P4	Infra-tentorial	120	Mod. 250	3,88	2,5	132,16	666,1	87,22	1049,51
	Supra-tentorial				5	42,28	383,41	(-18%)	(-25,4%)
P5	Infra-tentorial	120	Mod. 250	4,18	2,5	130,05	655,45	82,61	974,36
	Supra-tentorial				5	35,17	318,91	(-22,3%)	(-30,7%)
P6	Crânio	140	Mod. 250	3,88	3,75	-	-	62,32 (-41,4%)	847,71 (-39,7%)
P7	Crânio	120	Mod. 250	1	3,75	-	-	64,51 (-39,4%)	877,56 (-37,6%)
P8	Crânio	120	210	-	3,75	-	-	77,41 (-27,2%)	1053,07 (-25,1%)
P9	Infra-tentorial	140	Mod. 250	3,88	3,75	80,41	364,61	60,45	772,48
	Supra-tentorial	120			5	40,48	407,87	(-43,2%)	(-45,1%)

De entre os testes experimentais aplicados para TC CE, o protocolo P9 é o mais promissor em termos de redução de dose, com diminuição de 43% no valor de CTDI_{vol} e 45% de DLP. Este apresenta a aquisição dividida em duas ranges, tal como o protocolo rotina, mas com utilização de modulação da corrente da ampola. Além disso, a espessura de corte da região infra-tentorial aumentou de 2,5 para 3,75mm em relação ao P1.

Também se destacam os protocolos que consideram uma range única para todo o crânio, com espessura de corte de 3,75mm (P6, P7 e P8). Estes protocolos apresentam reduções significativas nos descritores de dose, sendo o P6 o que apresenta melhores resultados porque exhibe modulação de corrente da ampola com maior valor de *noise index*, permitindo mais ruído na imagem.

Dos restantes protocolos executados que mantêm a aquisição de duas ranges e a espessura de corte rotina da fase 1 (P2, P3, P4 e P5), é possível verificar que a redução da tensão da ampola

para 120kV na região infra-tentorial provoca maiores repercussões no valor de $CTDI_{vol}$. Por outro lado, a aplicação de modulação de corrente beneficia a redução do valor de DLP.

Na realização dos testes experimentais para TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax o posicionamento do fantoma também seguiu as práticas da fase 1 (figura 18), sendo o isocentro e a centragem ajustados ao procedimento em estudo. Contudo, o posicionamento foi constante nos diversos testes do mesmo procedimento.

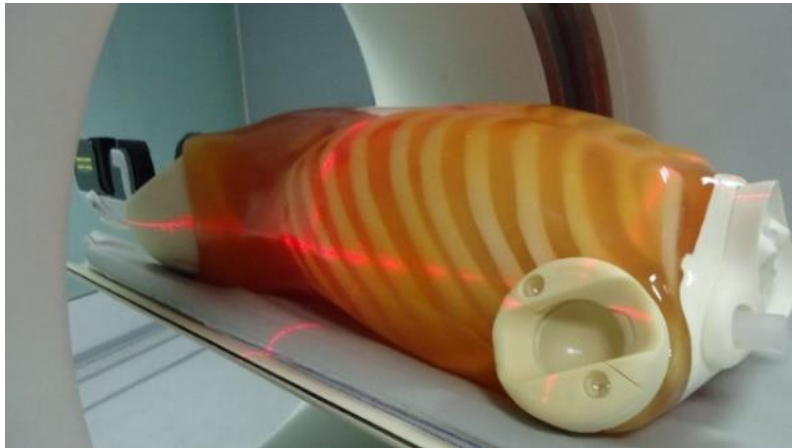


Figura 18 – Posicionamento do fantoma na realização dos testes experimentais de TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax

A tabela 5 resume os testes experimentais realizados para TC lombar, onde se encontra assinalado o protocolo de rotina da fase 1 (P1).

Tabela 5 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC coluna lombar

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Noise index	Esp. de corte (mm)	Range	$CTDI_{vol}$ (mGy) (% redução)	DLP (mGy.cm) (% redução)
P1	140	Mod. 300	15,8	2,5	D11-S2	17,23	510,13
P2	140	Mod. 300	15,8	2,5	L1-S1	17,62 (+2,3%)	409,41 (-19,7%)
P3	120	Mod. 300	15,8	2,5	D11-S2	16,73 (-2,9%)	495,34 (-2,9%)
P4	120	Mod. 300	12,9	3,75	D11-S2	13,84 (-19,7%)	414,86 (-18,7%)
P5	140	Mod. 300	12,9	3,75	D11-S2	15,62 (-9,3%)	468,05 (-8,3%)
P6	120	Mod. 300	15,8	3,75	D11-S2	11,12 (-35,5%)	333,31 (-34,7%)
P7	120	Mod. 300	12,9	3,75	L1-S1	14,15 (-17,9%)	333,84 (-34,6%)

Dos testes experimentais realizados para TC coluna lombar destaca-se o protocolo P6, onde foram obtidos os melhores resultados para ambos os descritores de dose. Este teste apresenta uma redução do valor de tensão na ampola para 120kV e aumento da espessura de corte para 3,75mm. Apesar do teste P7 apresentar adicionalmente uma redução na range de aquisição, os valores obtidos não são tão otimistas pois o valor de *noise index* é inferior, o que sacrifica o valor de $CTDI_{vol}$.

É possível constatar que a limitação da range de aquisição ao segmento lombar (P2) conduz a bons resultados em termos de DLP, a rondar uma redução de 20% no seu valor. No entanto, uma diminuição isolada no valor de tensão da ampola para 120kV (P3) tem um impacto mínimo na redução de dose para ambos os descritores.

Na tabela 6 são enumerados os protocolos experimentais realizados para o exame de TC abdominal, apresentando-se destacado o protocolo de rotina da fase 1 (P1).

Tabela 6 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC abdominal

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Noise index	Esp. de corte (mm)	Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy) (% redução)	DLP (mGy.cm) (% redução)
P1	120	Mod. 440	13,6	3,75	0,75:1	10,1	287,88
P2	120	Mod. 440	13,6	5	0,75:1	8,87 (-12,2%)	254,1 (-11,7%)
P3	120	Mod. 440	13,6	3,75	1,5:1	9,07 (-10,2%)	252,89 (-12,2%)

Dos protocolos experimentais executados para TC abdominal é possível verificar que o aumento da espessura de corte para 5mm (P2) e o aumento do valor de pitch para 1,5:1 (P3) traduzem reduções semelhantes para ambos os descritores de dose. Estas alterações isoladas proporcionam uma diminuição dos valores de $CTDI_{vol}$ e de DLP.

Por fim, na tabela 7 são descritos os testes experimentais efetuados para TC tórax onde, da mesma forma, se encontra sinalizado o protocolo de rotina da fase 1. Neste caso, são considerados como rotina os protocolos P1 e P3.

Tabela 7 – Parâmetros de exposição, valores de dose e percentagem de redução de dose em relação ao protocolo rotina nos testes experimentais para TC tórax

Protocolo	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Noise index	Esp. de corte (mm)	Pitch	CTDI _{vol} (mGy) (% redução)	DLP (mGy.cm) (% redução)
P1	120	Mod. 350	13,36	3,75	0,75:1	7,93 (-9,4%)	270,58 (-6,8%)
P2	120	Mod. 350	16,36	2,5	0,75:1	8,38 (-4,2%)	277,07 (-4,5%)
P3	120	Mod. 350	16,36	2,5	1,5:1	8,75	290,21
P4	100	Mod. 350	13,36	3,75	0,75:1	6,61 (-24,5%)	222,92 (-23,2%)
P5	100	Mod. 350	13,36	3,75	1,5:1	6,19 (-29,3%)	209,51 (27,8%)

Os cálculos de percentagem de redução de dose foram efetuados a partir do protocolo de rotina que tem valores mais elevados para ambos os descritores de dose (P3). Através do protocolo de rotina P1 é possível obter valores de dose mais otimizados exclusivamente pelo aumento da espessura de corte para 3,75mm. Isto porque o valor de *noise index* e de *pitch* são inferiores, em relação ao P3.

Além da espessura de corte, a redução da tensão da ampola para 100kV (P4) induz significativas reduções de dose para ambos os descritores. Aliado aos fatores anteriormente descritos, o aumento do valores de pitch proporciona os resultados mais otimistas, tal como pode ser observado no protocolo P5.

8.3 – Fase 3: Obtenção de NRD otimizados

De acordo com a análise dos descritores de dose e qualidade de imagem dos testes experimentais realizados, por médicos e técnicos de Radiologia, procedeu-se à revisão dos protocolos utilizados através de reunião multidisciplinar. Assim, após a implementação de medidas de otimização e atualização dos protocolos rotina, houve repetição do procedimento de recolha de dados da fase 1, com vista à criação de NRD atualizados.

Na recolha de dados da fase 3 foram incluídos um total de 65 doentes-padrão: 21 para TC CE, 20 para TC coluna lombar, 13 para TC abdominal e 11 para TC tórax.

O protocolo de rotina de TC CE atualizado mantém a execução de duas ranges no crânio (infra-tentorial e supra-tentorial) e está resumido na tabela 8.

Tabela 8 - Parâmetros de exposição do protocolo de TC CE fase 3

Região anatómica	Tensão da ampola (kV)	Corrente da ampola (mA)	Espessura de corte (mm)
Infra-tentorial	120	Mod. 250	2,5
Supra-tentorial	120	180	5

Em relação ao protocolo rotina da fase 1, destaca-se a redução da tensão da ampola e a aplicação de modulação da corrente na região infra-tentorial. Complementarmente, houve diminuição do valor de corrente da ampola na região supra-tentorial.

Do processo de otimização para TC CE, além da retificação do protocolo utilizado, também constou uma revisão das práticas através da implementação da utilização de proteção do cristalino de bismuto (figura 19 B). De referir a manutenção da inclinação das ranges segundo a orientação supra-orbitomeatal, contribuindo também para a diminuição da radiação no cristalino e para a proteção radiológica do doente.

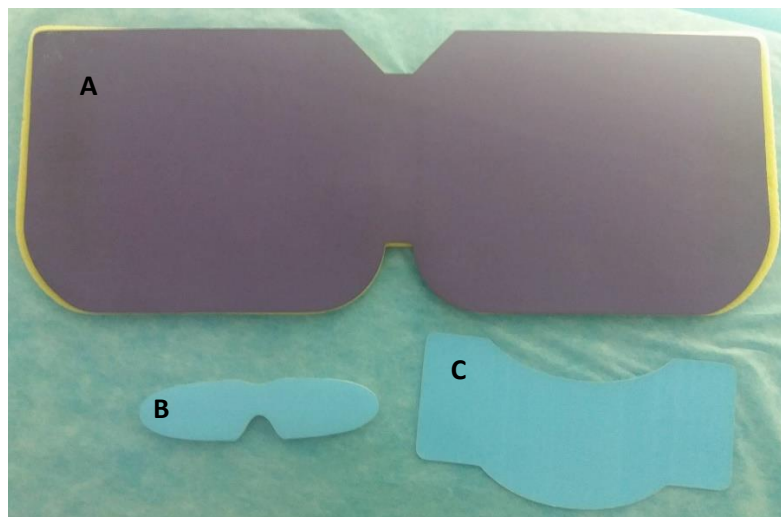


Figura 19 – Proteções de bismuto utilizadas em TC.
A – Mamária, B – Cristalino, C – Tiróide

A atualização do protocolo para TC coluna lombar pressupõe uma redução na range de aquisição (L1-S1), com manutenção dos restantes parâmetros exposição aplicados no protocolo de rotina da fase 1. Adicionalmente, foi introduzida na prática clínica a utilização de proteção mamária de bismuto fora do campo de aquisição (figura 19 A).

Para os procedimentos de TC abdominal e TC tórax, não se atingiu consenso para alterações nos parâmetros exposição após a análise dos testes experimentais. No entanto, pela revisão das práticas, houve uma consciencialização para a restrição da range de aquisição à região de interesse e a utilização de pitch de 1,5:1.

A terceira fase deste estudo resultou na obtenção de NRD atualizados para os procedimentos considerados, após o processo de otimização (tabela 9).

Tabela 9 - NRD obtidos na fase 3 em termos de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DLP (mGy.cm), com referência à percentagem de redução de dose (% redução) em termos de P 75 em relação à fase 1

Procedimento	Parâmetros estatísticos	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
TC CE	Média (\pm Desvio Padrão)	95,53 (\pm 1,87)	1270,23 (\pm 71,36)
	P 75 (% redução)	97 (10%)	1313 (16%)
TC coluna lombar	Média (\pm Desvio Padrão)	33,19 (\pm 7,67)	858,24 (\pm 201,32)
	P 75 (% redução)	40 (18%)	1045 (29%)
TC abdominal	Média (\pm Desvio Padrão)	14,43 (\pm 2,23)	1470,36 (\pm 511,28)
	P 75 (% redução)	16 (6%)	1832 (11%)
TC tórax	Média (\pm Desvio Padrão)	13,07 (\pm 1,33)	572,32 (\pm 230,76)
	P 75 (% redução)	14 (22%)	843

Além dos descritores de dose anteriormente identificados, na fase 3 também foram calculados os valores de SSDE para os procedimentos de TC abdominal e TC tórax (tabela 10).

Tabela 10 – Valor de SSDE (mGy) e $CTDI_{vol}$ (mGy) obtido na fase 3 para os exames de TC abdominal e TC tórax

Procedimentos	$CTDI_{vol}$ Fase 3 (mGy)	SSDE (mGy)
	Média P75	Média P 75
TC abdominal	14,4	19,5
	16,27	22,3
TC tórax	13,1	16,8
	14,16	18,7

8.4 – Fase 4: Avaliação da qualidade de imagem

8.4.1 – Avaliação objetiva da qualidade de imagem

Para a realização da avaliação objetiva para TC CE foram definidas e analisadas um total de 50 ROI's, nos 10 exames selecionados.

A primeira fase da análise estatística passou pela realização do teste ANOVA, onde foi possível verificar que existiam diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros avaliados entre as duas regiões em estudo (supra-tentorial e infra-tentorial).

As medidas de sinal (média das UH) e de ruído (média do desvio padrão (SD) das UH) para TC CE pré e pós otimização são apresentadas na tabela 11.

Tabela 11 - Análise do valor médio e de desvio padrão (SD) das UH das ROI's definidas para TC CE, entre a fase 1 e 3

Região	Descritores	Fase 1	Fase 3
Supra-tentorial	Média UH (\pm SD)	32,99 (\pm 0,64)	31,49 (\pm 1,13)
	Média SD UH (\pm SD)	3,39 (\pm 0,18)	3,83 (\pm 0,29)
Infra-tentorial	Média UH (\pm SD)	27,19 (\pm 3,88) *	28,68 (\pm 2,05) *
	Média SD UH (\pm SD)	5,39 (\pm 1,16) *	5,83 (\pm 0,92) *

(* $p \geq 0,05$)

Dos dados expostos da tabela 11, para a região supra-tentorial não se verificaram diferenças significativas entre a fase 1 e a fase 3 nos valores de sinal e ruído. Para a região infra-tentorial, destacam-se diferenças significativas no aumento do sinal após o processo de otimização, contudo o ruído também aumentou.

À semelhança da avaliação realizada para TC CE, foram definidas e analisadas um total de 40 ROI's nos 10 exames selecionados para TC coluna lombar. A análise estatística teve em conta as duas regiões anatómicas de forma distinta, visto os parâmetros analisados apresentarem valores diferentes no disco intervertebral e no corpo vertebral.

Os resultados obtidos pela avaliação objetiva para TC coluna lombar são exibidos na tabela 12.

Tabela 12 – Análise do valor médio e de desvio padrão (SD) das UH das ROI's definidas para TC coluna lombar, entre a fase 1 e 3

Região	Descritores	Fase 1	Fase 3
Disco intervertebral	Média UH (\pm SD)	86,16 (\pm 8,67)	84,92 (\pm 5,56)
	Média SD UH (\pm SD)	43,30 (\pm 11,96)	41,57 (\pm 7,66)
Corpo vertebral	Média UH (\pm SD)	156,94 (\pm 54,46)	163,80 (\pm 44,46)
	Média SD UH (\pm SD)	93,34 (\pm 4,49)	94,31 (\pm 8,29)

(* $p \geq 0,05$)

Para ambas as regiões avaliadas para TC coluna lombar, não se apuraram diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros analisados após o processo de otimização.

8.4.2 - Avaliação subjetiva da qualidade de imagem

Os resultados obtidos através da avaliação subjetiva para TC CE, após cálculo das curvas ROC pelo método VGC, estão resumidos na tabela 13.

Tabela 13 - Valores obtidos nos critérios da avaliação subjetiva da qualidade de imagem para TC CE

Critérios avaliados	Área abaixo da curva
Fronteira entre a substância branca e cinzenta	0,23
Gânglios da base	0,28
Sistema ventricular	0,47
Do espaço do líquido cefalorraquídeo em torno do mesencéfalo	0,37
Do espaço do líquido cefalorraquídeo no cérebro	0,43

A análise ROC permite averiguar diferenças na qualidade de imagem entre a fase 1 e a fase 3 do estudo. De entre os 5 critérios avaliados para TC CE, foi na distinção entre a substância branca e cinzenta e na identificação dos gânglios da base que se verificou uma ligeira redução na sua clara identificação. A reprodução do sistema ventricular, segundo a avaliação realizada, não sofreu alterações após o processo de otimização implementado.

Considerando todos os critérios avaliados para TC CE, foi obtido o gráfico da figura 20, que traduz uma área abaixo da curva de 0,4.

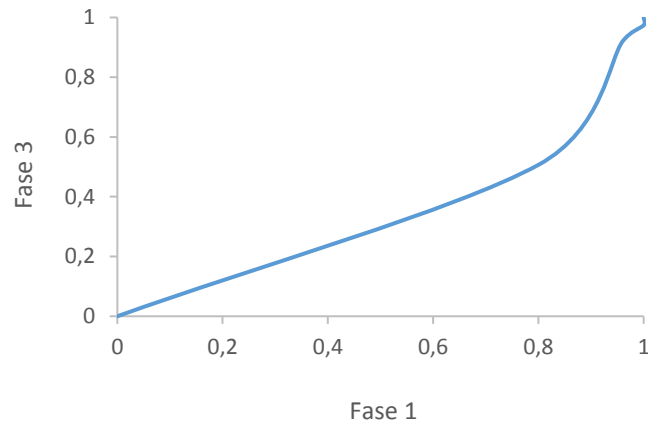


Figura 20 – Análise VGC para TC CE, com área abaixo da curva de 0,4

Considerando a avaliação subjetiva realizada para TC coluna lombar, os resultados obtidos são apresentados na tabela 14.

Tabela 14 - Valores obtidos para os critérios da avaliação subjetiva em TC coluna lombar

Critérios avaliados	Área abaixo da curva
Disco intervertebral	0,37
Saco tecal	0,4
Gordura peritecal	0,48
Canais radiculares intervertebrais	0,48
Raízes nervosas	0,48
Do osso cortical e trabecular	0,5
Articulações intervertebrais	0,5
Ligamentos paravertebrais	0,38

De uma forma geral, a maioria dos critérios não sofreu alterações na sua distinção entre a fase 1 e a fase 3. No entanto, os parâmetros onde surgiram algumas dificuldades após o processo de otimização foram na reprodução do disco intervertebral e dos ligamentos paravertebrais.

A análise de todos os critérios avaliados para TC coluna lombar está resumida no gráfico da figura 21, que apresenta uma área abaixo da curva de 0,5.

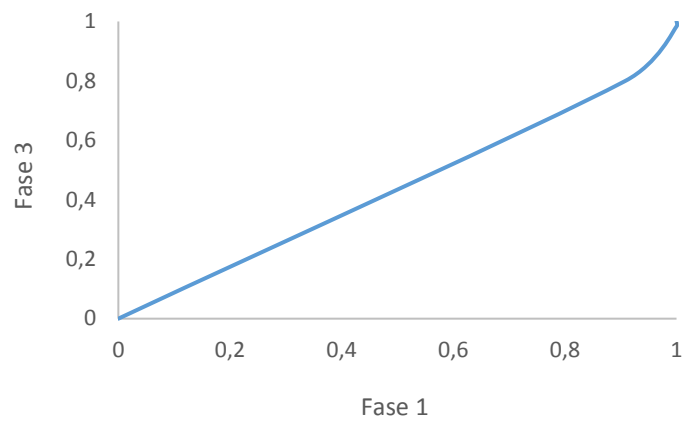


Figura 21 - Análise VGC para TC coluna lombar, com área abaixo da curva de 0,5

9 – Discussão

9.1 – Fase 1: Estabelecimento de NRD locais

Os exames selecionados neste estudo para a criação de NRD, de acordo com a sua frequência de realização, estão incluídos no TOP 20 dos exames mais realizados a nível Europeu, segundo o relatório *Radiation Protection* N.º 154 (RP 154) (Commission, 2008). Sendo tal como expectável os que mais contribuem para a dose coletiva total em Portugal, segundo o relatório sobre os resultados do Projeto *Dose Datamed 2* (DDM2) Portugal (Teles et al., 2012).

De uma forma geral, os NRD estabelecidos na primeira fase deste estudo encontram-se acima dos valores obtidos por outras investigações e em *guidelines* internacionais (tabela 15). Além disso, apresentam valores superiores comparativamente aos dados disponíveis acerca de Portugal, contrariamente ao que seria esperado (Vano et al., 2016).

Tabela 15 - Comparação dos NRD obtidos na fase 1 com outros estudos e guidelines internacionais, em termos de P75 do $CTDI_{vol}$ e DLP, por procedimento. Exceção dos valores apresentados relativamente ao DDM 2, que são referentes ao valor mais comum

Procedimento	Descritor de dose	Fase 1	Portugal (Santos et al., 2014)	DDM 2 (Commission, 2014a)	Reino Unido (Shrimpton, PC et al., 2014)	Holanda (van der Molen et al., 2013)	Irlanda (Foley et al., 2012)	Califórnia (Smith-bindman et al., 2015)
TC CE	$CTDI_{vol}$ (mGy)	107	75	60	60	-	58.4	62
	DLP (mGy.cm)	1569	1010	1000	970	935.6	940	1300
TC coluna lombar	$CTDI_{vol}$ (mGy)	49	38	35	-	-	-	-
	DLP (mGy.cm)	1468	845	500	-	405.5	-	-
TC abdominal	$CTDI_{vol}$ (mGy)	17	18	25	14	-	12.6	17
	DLP (mGy.cm)	2047	800	800	910	618.0	1115	1460
TC tórax	$CTDI_{vol}$ (mGy)	18	14	10	12	-	9.3	17
	DLP (mGy.cm)	825	470	400	610	346.5	393	830

Dos estudos apresentados, é importante referir que os NRD obtidos para o Reino Unido (Shrimpton, PC et al., 2014) e para a Holanda (van der Molen et al., 2013) são referentes a informações clínicas específicas. Para o Reino Unido (Shrimpton, PC et al., 2014) foi considerado para TC CE os exames com informação clínica de Acidente Vascular Cerebral (AVC) agudo, TC tórax a indicação de cancro do pulmão e TC abdominal para avaliação de metástases hepáticas.

Para a Holanda (van der Molen et al., 2013) o protocolo de TC CE foi aplicado em situações de hemorragia e os procedimentos de TC coluna lombar, TC abdominal e TC tórax em situações consideradas como rotina. Neste estudo (fase 1), os NRD foram definidos por região anatómica uma vez que para informações clínicas diversas foi utilizado o mesmo protocolo de rotina.

Dos NRD obtidos para os procedimentos considerados é o exame de TC CE que apresenta maior margem para otimização, relativamente aos dados expostos. Ambos os descritores de dose, $CTDI_{vol}$ e DLP, encontram-se superior aos estudos comparativos, tornando-se essencial uma revisão do protocolo e prática associada. Além disso, este é o procedimento TC realizado com maior frequência no equipamento em estudo, adquirindo ainda maior importância a necessidade de otimização e redução de dose.

Da comparação possível para o exame de TC coluna lombar constata-se que tanto o valor de $CTDI_{vol}$ como o de DLP estão acima dos estudos de referência, sendo o valor de DLP o que requer maiores esforços de otimização.

O valor de $CTDI_{vol}$ obtido para TC abdominal é inferior ao obtido para Portugal (Santos et al., 2014), ao DDM 2 (Commission, 2014a) e ao resultante de estudos na Califórnia (Smith-bindman et al., 2015). Contudo, o valor de DLP é muito superior ao registado nos estudos comparativos, revelando margem para redução da exposição associada às dimensões da range.

Para TC tórax os valores de $CTDI_{vol}$ e de DLP estão próximos dos obtidos para o estudo realizado na Califórnia (Smith-bindman et al., 2015), mas superiores aos restantes estudos comparativos. Assim, tanto o valor de $CTDI_{vol}$ como o de DLP devem ser otimizados, sendo o DLP que apresenta valores mais elevados e é onde devem incidir as medidas de redução de dose.

9.2 - Fase 2: Testes experimentais com fantomas para otimização de protocolos

Após a comparação dos NRD locais obtidos na fase 1 com outros estudos e *guidelines* europeias, tornou-se evidente a necessidade de implementação de medidas de otimização e proteção da radiação. Os diversos testes experimentais realizados permitiram averiguar quais as melhores opções, através de uma estreita colaboração entre técnicos e médicos.

O principal objetivo na criação de protocolos não é obter uma imagem com elevada qualidade técnica, mas gerar uma imagem diagnóstica aplicando a menor dose possível (Sigal Trattner et al., 2014).

TC CE

Para TC CE pode-se optar pela realização da aquisição em modo axial ou helicoidal, tendo em conta a informação clínica, as especificações do equipamento e a qualidade de imagem. Contudo, em equipamentos com menos de 16 detetores, a aquisição em modo axial provoca menos artefactos e proporciona melhor qualidade de imagem (AAPM, 2016).

A realização da aquisição do crânio em 2 ranges distintas, com variação da espessura de corte de 2 a 5mm na região infra-tentorial e 5 a 10mm na supra-tentorial, está patente nas *guidelines* europeias (Commission, 2004). Porém, protocolos aceites pela AAPM sugerem a realização de uma range única com uma espessura de corte máxima de 5mm (AAPM, 2016). Através dos testes experimentais realizados verificou-se que não era viável a aquisição da região infra-tentorial com uma espessura de corte de 3,75mm, devidos aos artefactos e ruído presentes nas imagens. Por isso, foram descartados os protocolos que apresentavam a aquisição da região infra-tentorial com uma espessura de corte superior a 2,5mm. Considera-se que este processo de otimização é dedicado à tecnologia do equipamento em estudo.

Outra das estratégias equacionadas para alcançar a redução de dose em TC CE foi a utilização de modulação de corrente da ampola (protocolos P3, P4, P5, P6, P7 e P9) (Sigal Trattner et al, 2014). No entanto, na região supra-tentorial, obteve-se baixa diferenciação dos tecidos e o nível de ruído presente nas imagens não foi aceitável. Tal situação não se verificou na região infra-tentorial, devido à presença de estruturas com maior densidade onde a modulação de corrente da ampola originou bons resultados.

Alguns estudos sugerem que uma adequada angulação da *gantry* pode reduzir a dose no cristalino até 87% (Sigal Trattner et al, 2014). De realçar, que a aplicação da angulação da *gantry* segundo a orientação supra-orbitomeatal já era um procedimento de rotina na fase 1, que se manteve após o processo de otimização.

TC coluna lombar

A TC constitui o exame de primeira linha na avaliação das estruturas ósseas da coluna vertebral (Tins, 2010). Para o procedimento de TC coluna lombar, umas das estratégias de redução de dose descritas é a utilização de modulação da corrente da ampola (Goo, 2012). Esta prática já constava do protocolo de rotina da fase 1, pelo que foi conservada.

De acordo com as *guidelines* europeias, a espessura de corte para TC coluna lombar pode variar entre 2 e 5 mm (Commission, 2004). Dos testes experimentais realizados constou a aquisição com uma redução da tensão da ampola para 120KV e o aumento da espessura de corte para 3,75mm. No entanto, estas alterações não satisfizeram a conspicuidade diagnóstica necessária. No trabalho realizado por Tins, 2010, no protocolo modelo apresentado para TC coluna lombar, tendo em conta um equipamento de TC 4 cortes, são sugeridos 140kV de tensão da ampola (Tins, 2010).

Tendo em conta que o comprimento da range de aquisição deve ser focalizado à região de interesse e direcionado à questão clínica, o processo de otimização para TC coluna lombar passou pela redução da range de aquisição para D12-S1 (Sigal Trattner et al, 2014). O valor de DLP obtido na fase 1 era o que suscitava maiores preocupações e, segundo os testes experimentais realizados, esta opção permite uma redução do seu valor de aproximadamente 20%.

Outro aspeto prático importante é a posição do doente em decúbito dorsal, que reduz a influência dos movimentos respiratórios na coluna lombar, mas também promove o conforto do paciente, reduzindo as possibilidades de movimento (Tins, 2010).

TC abdominal

A região abdominal geralmente caracteriza-se por apresentar menor contraste intrínseco, o que pode exigir maior dose de radiação para obter imagens diagnósticas adequadas. De acordo com o estudo Sigal Trattner et al, 2014, para a maioria dos pacientes, exceto os obesos, o exame de TC abdominal deve ser realizado com uma tensão da ampola de 120kV ou inferior. Também recomenda a utilização de modulação da corrente da ampola de modo a adaptar a dose de radiação ao tamanho e geometria do doente. Uma nota importante, que se aplica a todos os procedimentos em que seja utilizada a modulação da corrente da ampola, é a necessidade de centragem adequada da região em estudo (Sigal Trattner et al, 2014).

As estratégias de otimização enumeradas anteriormente para TC abdominal já constavam do protocolo de rotina da fase 1, pelo que foram mantidas nos parâmetros técnicos do protocolo pós-otimização.

O mesmo estudo, Sigal Trattner et al, 2014, difunde a utilização de um *pitch* igual ou superior a 1 (Sigal Trattner et al, 2014). No entanto, das opções técnicas do equipamento em estudo

apenas constam os seguintes valores de *pitch*: 0,75:1 e 1,5:1. De modo a promover a redução da dose e a evitar o processo de *overlapping* foi adotado o aumento do *pitch* para 1,5:1.

Quanto às *guidelines* europeias, é recomendada a utilização de uma espessura de corte entre 7 e 10mm, com exceção de pequenas lesões nas quais deve ser aplicada uma espessura de corte que varia entre 4 e 5mm (Commission, 2004). Um dos testes experimentais realizados contemplava a aquisição com uma espessura de corte de 5mm, no entanto esta alteração não permitiu a distinção com acuidade das estruturas presentes nesta região.

Contudo, tendo em conta a comparação com *guidelines* internacionais, o maior foco de otimização para TC abdominal deve ser dado ao valor de DLP. Um dos passos para otimizar esse valor é através da limitação da range de aquisição à região em estudo. Outro ponto corresponde ao número de aquisições realizadas quando está envolvida a administração de produto de contraste, sendo este aspeto intimamente relacionado com a informação clínica e com a prática específica do médico responsável (Sigal Trattner et al, 2014). Por outro lado, deve ser eliminada a aquisição pré-contraste sempre que possível (Goo, 2012).

Neste tipo de procedimentos adquire ainda maior importância a especificação da informação clínica associada pois, por exemplo, é necessário menor dose de radiação para detetar um cálculo renal do que um tumor renal (onde é necessário maior poder de diferenciação entre os tecidos) (Kang et al., 2010; Vano et al., 2016).

TC tórax

Tal como para os procedimentos anteriores, um ponto-chave do processo de otimização para TC tórax é a restrição da range de aquisição à informação clínica específica. Além disso, e tal como para TC abdominal, devem ser restritas as aquisições pré ou pós administração de produto de contraste iodado (Goo, 2012; Kang et al., 2010).

Por rotina é utilizado o modo de aquisição helicoidal para TC tórax, no entanto, a dose de radiação é mais elevada em comparação com o modo axial. Neste tipo de procedimentos, o modo axial é útil para avaliação de doença pulmonar intersticial (Sigal Trattner et al, 2014).

As *guidelines* europeias recomendam a utilização de uma espessura de corte de 7 a 10mm para a aquisição no tórax. Contudo, optou-se pelo protocolo de rotina que apresentava uma espessura de corte de 3,75mm. Além disso, incentivam a utilização de *pitch* igual ou superior a 1, tendo por isso sido adotado um *pitch* de 1,5:1 para a aquisição da TC tórax (Commission, 2004).

9.3 – Fase 3: Otimização

De modo a verificar a eficácia das medidas de otimização aplicadas, foram comparados os NRD obtidos na fase 1 e fase 3 (tabela 16).

Tabela 16 – Número da amostra (N), média e percentil 75 (P 75) dos descritores de dose, para os procedimentos considerados, pré-otimização (fase 1) e pós-otimização (fase 3)

Procedimento	Parâmetros estatísticos	CTDI _{vol} (mGy)		DLP (mGy.cm)	
		Fase 1	Fase 3	Fase 1	Fase 3
TC CE	N	20	21	20	21
	Média (± Desvio Padrão)	106,32 (± 1,27)	95,53* (± 1,87)	1534,25 (± 63,73)	1270,23* (± 71,36)
	P 75	107	97	1569	1313
TC coluna lombar	N	22	20	22	20
	Média (± Desvio Padrão)	43,2 (± 6,34)	33,19* (± 7,67)	1291,29 (± 223,44)	858,24* (± 201,32)
	P 75	49	40	1468	1045
TC abdominal	N	11	13	11	13
	Média (± Desvio Padrão)	16,51 (± 5,03)	14,43 (± 2,23)	1790,33 (± 705,93)	1470,36 (± 511,28)
	P 75	17	16	2047	1832
TC tórax	N	10	11	10	11
	Média (± Desvio Padrão)	15,35 (± 2,12)	13,07* (± 1,33)	673,35 (± 200,2)	572,32 (± 230,76)
	P 75	18	14	825	843

* (p ≥ 0,05)

A amostra recolhida, tanto da fase 1 como da fase 3, satisfaz os requisitos em termos de número de doentes-padrão incluídos por procedimento. Segundo o relatório RP 154, devem ser incluídos pelo menos 10 doentes-padrão (Commission, 2008).

No que se refere à TC CE e TC coluna lombar foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a fase 1 e a fase 3, para ambos os descritores de dose avaliados (p ≥ 0,05). No entanto, não se observaram diferenças significativas no exame TC abdominal entre as fases 1 e 3. Para a TC tórax, apenas se observaram diferenças significativas no valor de CTDI_{vol}.

Apesar da redução de dose obtida para o exame de TC abdominal não ter significado estatístico, foram feitos alguns progressos em termos de proteção radiológica. Das comparações realizadas com outros estudos (tabela 15), o valor de CTDI_{vol} era considerado aceitável, sendo o valor de DLP que requeria maiores preocupações. Assim, podemos inferir que o principal problema está relacionado com o comprimento da range e/ou o número de fases adquiridas para a realização do exame. As dificuldades de otimização neste procedimento devem-se ao facto de existirem

alterações no protocolo consoante a informação clínica e a opinião do médico responsável pelo exame, que ditam o comprimento da range e o número de aquisições pós contraste iodado intravenoso.

Quando à TC tórax, apesar da redução do valor de $CTDI_{vol}$ estatisticamente significativa, o mesmo não aconteceu ao valor de DLP. As causas são idênticas às identificadas para a TC abdominal, visto determinada indicação clínica ou o médico responsável ditarem a realização de aquisições extra. O estabelecimento de protocolos pré definidos, em equipa, por região anatómica e considerando a informação clínica poderá limitar a variabilidade associada à opinião médica.

No que se refere ao valor de $CTDI_{vol}$ é possível constatar que foi alcançada uma redução de dose para todos os procedimentos considerados (figura 22). No entanto, e tal como referenciado anteriormente, essa redução não teve um impacto estatisticamente significativo para o exame de TC abdominal.

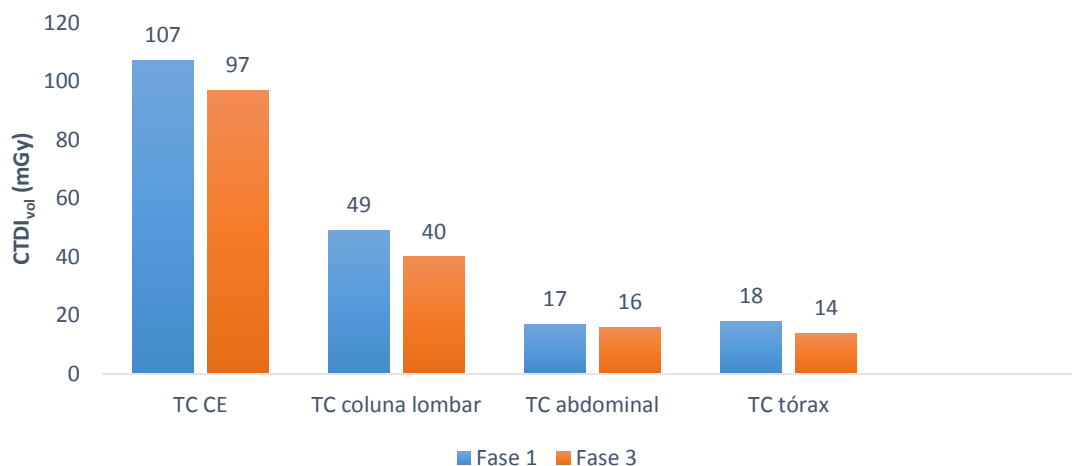


Figura 22 – Comparação dos NRD locais obtidos na fase 1 e 3, em termos de $CTDI_{vol}$

Para o DLP foi obtida uma redução do valor deste descritor de dose para todos os procedimentos da fase 1 para a fase 3, com exceção para o exame de TC tórax (figura 23). A elevação no valor de DLP para TC tórax, da fase 1 para a fase 3, pode ser justificado pelo facto de terem sido incluídos na amostra exames com uma única fase de aquisição e exames multi-fases. Portanto, caso a amostra da fase 3 contenha mais exames com várias aquisições, pode conduzir a este aumento.

Para o exame de TC abdominal, tal como aconteceu para o valor de $CTDI_{vol}$, apesar de existir redução do valor de DLP esta não tem significado estatístico.

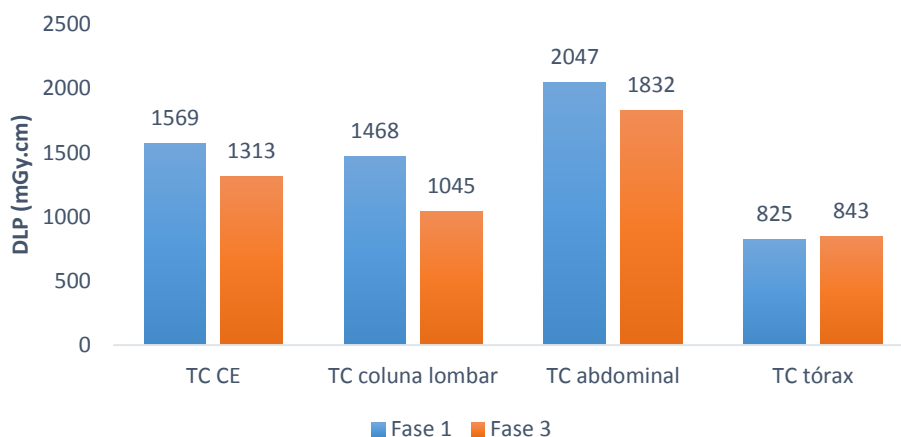


Figura 23 - Comparação dos NRD locais obtidos na fase 1 e 3, em termos de DLP

Tendo em conta que o processo de otimização é contínuo torna-se importante comparar os valores obtidos na fase 3 com os estudos e guidelines internacionais consideradas (tabela 17).

Tabela 17 – Comparação dos NRD obtidos na fase 3 com outros estudos e guidelines internacionais, em termos de P75 do $CTDI_{vol}$ e DLP, por região anatómica. Com exceção dos valores apresentados relativamente ao DDM 2, que são referentes ao valor mais comum

Procedimento	Descritor de dose	Neste estudo: Fase 3	Portugal (Santos et al., 2014)	DDM 2 (Commission, 2014a)	Reino Unido (Shrimpton, PC et al., 2014)	Holanda (van der Molen et al., 2013)	Irlanda (Foley et al., 2012)	Califórnia (Smith-bindman et al., 2015)
TC CE	$CTDI_{vol}$ (mGy)	97	75	60	60	-	58,4	62
	DLP (mGy.cm)	1313	1010	1000	970	935,6	940	1300
TC coluna lombar	$CTDI_{vol}$ (mGy)	40	38	35	-	-	-	-
	DLP (mGy.cm)	1045	845	500	-	405,5	-	-
TC abdominal	$CTDI_{vol}$ (mGy)	16	18	25	14	-	12,6	17
	DLP (mGy.cm)	1832	800	800	910	618,0	1115	1460
TC tórax	$CTDI_{vol}$ (mGy)	14	14	10	12	-	9,3	17
	DLP (mGy.cm)	843	470	400	610	346,5	393	830

Apesar dos resultados positivos alcançados pós-otimização para a TC CE e TC coluna lombar, a comparação dos NRD da fase 3 com outros estudos ainda sugere margem para otimização.

Para TC abdominal e TC tórax, os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos estão dentro dos reportados por outros estudos: $CTDI_{vol}$ obtido para TC abdominal é inferior ao adquirido para Portugal (Santos

et al., 2014), ao DDM 2 (Commission, 2014a) e ao estudo da Califórnia (Smith-bindman et al., 2015); o $CTDI_{vol}$ para TC tórax é igual ao obtido para Portugal (Santos et al., 2014) e ao reportado no estudo da Califórnia (Smith-bindman et al., 2015).

Os valores de DLP para TC abdominal e TC tórax mantêm-se acima dos valores de referência, nomeadamente para TC abdominal. Portanto, é fundamental a continuação da promoção das medidas identificadas que visam a redução do valor de DLP.

Torna-se importante realçar que a maioria dos estudos comparativos são referentes a equipamentos de TC com mais de 4 cortes, o que poderá ditar melhores resultados em termos dos descritores de dose avaliados.

As dificuldades de otimização também estão associadas às características intrínsecas do equipamento. Alguns estudos reportaram uma dose de radiação significativamente maior para um equipamento de TC 4 cortes em comparação com um de 16 cortes, em técnicas idênticas (Dougeni et al., 2012). Além disso, outro estudo comparou valores de dose entre os principais fabricantes de equipamentos TC. Considerando equipamentos de 16 cortes, a GE foi o fabricante que apresentou valores mais elevados de $CTDI_{vol}$ para a maioria dos exames considerados (Santos et al., 2014).

Quando ao valor de SSDE, o seu cálculo é feito com base em fatores de correção apresentados no relatório 204 da AAPM. Contudo, a escala não é unitária e é necessário proceder a aproximações. De uma forma geral, os valores de SSDE obtidos são superiores em relação ao valor de $CTDI_{vol}$, isto porque este parâmetro também tem em consideração as dimensões do paciente.

Na literatura, está reportado um valor de 23mGy de SSDE para um exame de rotina de TC abdominal com utilização de 120kV, 200mA e *pitch* de 1. Quanto a TC tórax foi obtido 18mGy para um protocolo *standard* com 120kV, 160mA e *pitch* de 1 (Image Gently, 2014). É possível constatar que na fase 3 deste estudo foram obtidos valores de SSDE maioritariamente inferiores, considerando este estudo comparativo.

9.4 – Fase 4: Análise da avaliação da qualidade de imagem

Conciliando os resultados obtidos, pela avaliação objetiva e subjetiva, considera-se que o processo de otimização implementado teve um impacto mínimo na qualidade de imagem para TC CE. De acordo com a avaliação objetiva, apenas se verificaram alterações estatisticamente

significativas na região infra-tentorial. Contudo, segundo a avaliação subjetiva e englobando todos os critérios, foi obtida uma área abaixo da curva de 0,4.

Apesar da diminuição da qualidade de imagem entre a fase 1 e 3 para TC CE, as estratégias de redução de dose foram adotadas e foi aceite o protocolo otimizado como rotina. Considerou-se que as imagens obtidas a partir do protocolo de otimização mantinham a capacidade diagnóstica, apesar do aumento do ruído das imagens.

Além disso, segundo o estudo realizado por *Zarb et al., 2010*, o valor de ruído *standard* é de $\pm 4\text{HU}$. De acordo com os valores obtidos pela avaliação objetiva, o valor de ruído é superior ao de referência para a região infra-tentorial, tanto na fase 1 como na fase 3.

No que se refere à avaliação da qualidade de imagem para TC coluna lombar, não foram detetadas alterações entre a fase 1 e a fase 3. Este é um resultado previsível, uma vez que as alterações ao protocolo de rotina foram mínimas.

Desta forma, pela avaliação objetiva não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas, tanto para a região do disco intervertebral como para o corpo vertebral, entre a fase 1 e 3. Pela avaliação subjetiva, tendo em conta todos os critérios avaliados, foi alcançada uma área abaixo da curva de 0,5, reforçando a manutenção da qualidade de imagem após o processo de otimização (Ludewig et al., 2010).

Alguns estudos defendem que na avaliação subjetiva da qualidade de imagem, os critérios anatómicos aplicados deveriam ser alvo de ponderações consoante a sua importância para a área anatómica e patologia em estudo (Zarb et al., 2010), o que poderá ser uma temática futura de estudo.

10 – Limitações do estudo

Durante o desenvolvimento deste trabalho surgiram algumas limitações, que devem ser tidas em conta em trabalhos futuros.

No processo de recolha de dados para TC CE, de entre os vários parâmetros analisados, teria sido útil constar a especificação da inclinação da *gantry* aplicada de modo a detetar possíveis influências na dose, no entanto foi considerado que todos os profissionais consideram a orientação segundo a linha supra-orbitomeatal.

Um fator importante que restringiu as medidas de otimização aplicadas está relacionado com as características do equipamento utilizado, considerando o seu ano de fabrico e tecnologia associada, que ditaram limitações nos parâmetros técnicos possíveis de executar. Contudo, esta tecnologia foi identificada como a mais comum em Portugal em 2012 (Santos et al., 2014).

No que se refere à avaliação subjetiva da qualidade de imagem, tanto para TC CE como para TC coluna lombar, teria sido interessante realizá-la por grupos etários, devido à existência de diferenças anatómicas significativas consoante a idade dos doentes analisados. Todavia, este método ainda não foi explorado na literatura. Outro ponto a ter em conta em avaliações futuras é a delimitação da avaliação para TC coluna lombar a um segmento, de modo a direcionar a observação dos avaliadores para a mesma secção anatómica, encurtando o tempo de avaliação de todas as imagens que constituem o exame.

Conclusão

A TC revolucionou os cuidados médicos e o aumento da utilização desta técnica de imagem, desde a sua introdução, é um testemunho do seu valor na prática clínica. A relação risco-benefício associada à TC pode ser maximizada através da aplicação de estratégias de redução de dose. No entanto, é fundamental a consciencialização dos profissionais envolvidos para as oportunidades de otimização, pois, apesar da evolução desta técnica, caso não seja usada corretamente pode aumentar a dose de radiação por exame.

Com vista à otimização da proteção radiológica em procedimentos TC foram definidos NRD para os exames mais realizados na instituição analisada, em pacientes adultos. Na primeira fase deste estudo foram estabelecidos NRD locais ($CTDI_{vol}$; DLP): TC CE (107; 1569), TC coluna lombar (49; 1468), TC abdominal (17; 2047) e TC tórax (18; 825) (mGy; mGy.cm). De uma forma geral, os valores obtidos apresentavam-se elevados em comparação com os NRD identificados em *guidelines* europeias e recomendações internacionais.

A realização de testes experimentais permitiu conhecer melhor o equipamento de TC em relação à variação dos parâmetros de exposição, que muitas vezes se relacionam de forma compensatória e complexa, dificultando a redução da exposição dos doentes.

Através da revisão das práticas e protocolos utilizados, foram implementadas medidas de otimização que resultaram numa redução dos NRD obtidos para a maioria dos procedimentos: TC CE (97; 1313), TC coluna lombar (40; 1045), TC abdominal (16; 1832) e TC tórax (14; 843) (mGy; mGy.cm). Todavia, este é um processo contínuo, continuando a existir potencial para otimização da prática radiológica.

Tendo em conta o desenvolvimento de novos descritores de dose em TC, foi também calculado o valor de SSDE para os procedimentos de TC abdominal e TC tórax na fase 3.

Para os procedimentos de TC CE e TC coluna lombar foram detetadas diferenças estatisticamente significativas nos descritores de dose analisados, após o processo de otimização. Deste modo, foi necessário proceder a uma avaliação da qualidade de imagem para verificar a manutenção da acuidade diagnóstica dos procedimentos em causa. Conciliando os resultados obtidos pela avaliação objetiva e subjetiva da qualidade de imagem, foi possível concluir que as medidas aplicadas tiveram um impacto mínimo na redução da qualidade de

imagem para o exame de TC CE. Contudo, para TC coluna lombar não foram detetadas alterações na qualidade de imagem da fase 1 para a 3 através dos dois métodos de avaliação.

O processo de otimização da proteção radiológica em TC é um trabalho multidisciplinar com responsabilidades no cuidado do doente, desde o médico prescritor, ao técnico de radiologia que realiza o exame e ao médico que o relata. A adaptação da aquisição ao estudo e à informação clínica em questão é essencial para alcançar a redução de dose, porém deve ser realizada em equipa promovendo as boas práticas, com a seleção cuidada dos parâmetros de aquisição aplicados, bem como a manutenção do controlo de qualidade do equipamento e com a qualidade de imagem diagnóstica assegurada.

Bibliografia

- AAPM. (2008). *AAPM Report N° 96 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. American Association of Physicists in Medicine. Retrieved from http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf
- AAPM. (2010). *AAPM Report N° 111 - Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*. American Association of Physicists in Medicine. Retrieved from https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf
- AAPM. (2011). *AAPM Report N° 204 - Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examination*. American Association of Physicists in Medicine (Vol. 1). <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- AAPM. (2016). Adult Routine Head CT Protocols, 1–20. Retrieved from <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineHeadCT.pdf>
- Ahmed, A., Garcia, A., Bakker, A., Tomkinson, D., Salamin, J., Lange, R. De, ... Plasman, P. (2015). Review article – The impact of Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction on patient dose and image quality compared to filtered back projection : a narrative review. In U. of S. Open Source (Ed.), *Optimax 2014* (pp. 21–26). Retrieved from <http://hdl.handle.net/10400.21/5023>
- Alzimami, K. (2014). Assessment of Radiation doses to Paediatric Patients in Computed Tomography Procedures. *Polish Journal of Radiology*, 79, 344–8. <https://doi.org/10.12659/PJR.890806>
- ARS Norte. (2010). *Documento-guia sobre a Análise de Projectos de Investigação Clínica por uma Comissão de Ética para a Saúde*. Retrieved from http://portal.arsnorte.min-saude.pt/portal/page/portal/ARSNorte/Comissão_de_Ética/Instrução_Pedido_Parecer/Investigação_Clínica
- Brink, J. a, & Morin, R. L. (2012). Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? *Radiology*, 265(3), 666–8. <https://doi.org/10.1148/radiol.12121919>
- Commission, E. (1999a). *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* (Vol. EUR 16262). Retrieved from <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
- Commission, E. (1999b). *Radiation Protection 109* (Vol. 80). <https://doi.org/10.1007/BF02439540>
- Commission, E. (2004). EUR 16262 - European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Retrieved from <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>
- Commission, E. (2008). *Radiation Protection N ° 154-European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures - Annex 1. Environmental Hazards*. <https://doi.org/10.1016/j.bbrc.2004.04.147>
- Commission, E. (2013). *Radiation Protection N.º 182 -Radiation induced long-term health effects after medical exposure*. European Union. <https://doi.org/10.2833/917394>
- Commission, E. (2014a). *Radiation Protection N° 180 Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries (Part 2/2)*. Luxembourg. Retrieved from <http://ddmed.eu/>
- Commission, E. (2014b). *Radiation Protection N° 178 - Referral Guidelines for Medical Imaging. Availability and Use in the European Union*. Euro. <https://doi.org/10.2833/18118>

- Commission, E. (2015). *Radiation Protection N° 180 Medical Radiation Exposure of the European Population (Part 1/2)*. Luxembourg. <https://doi.org/10.2833/708119>
- Dougeni, E., Faulkner, K., & Panayiotakis, G. (2012). A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *European Journal of Radiology*, 81(4), e665–e683. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.05.025>
- Engel-Hills, P. (2006). Radiation protection in medical imaging. *Radiography*, 12(2), 153–160. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2005.04.008>
- Facilities, E. B., & Facilities, X. (2014). *Radiation Protection*.
- Faria, D. A. B. (2013). *Segmentação, Reconstrução e Quantificação 3D de Estruturas em Imagens Médicas – Aplicação em Imagem Funcional e Metabólica*. Universidade do Porto. Retrieved from https://sigarra.up.pt/faup/pt//pub_geral.pub_view?pi_pub_base_id=27512
- Flohr, T. G., Schaller, S., Stierstorfer, K., Bruder, H., Ohnesorge, B. M., & Schoepf, U. J. (2005). Multi – Detector Row CT Systems and Image- Reconstruction Techniques. *Radiology*, 235, 756–773. <https://doi.org/10.1148/radiol.2353040037>
- Foley, S. J., Mcentee, M. F., & Rainford, L. A. (2012). Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *British Journal of Radiology*, 85(1018), 1390–1397. <https://doi.org/10.1259/bjr/15839549>
- Goldman, L. W. (2007a). Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4), 213–225. <https://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>
- Goldman, L. W. (2007b). Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), 115–128. <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042978>
- Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2), 57–68. <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.044826>
- Goo, H. W. (2012). CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists. *Korean Journal of Radiology*, 13(1), 1–11. <https://doi.org/10.3348/kjr.2012.13.1.1>
- Holmberg, O., Czarwinski, R., & Mettler, F. (2010). The importance and unique aspects of radiation protection in medicine. *European Journal of Radiology*, 76(1), 6–10. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.06.031>
- Holmberg, O., Malone, J., Rehani, M., McLean, D., & Czarwinski, R. (2010). Current issues and actions in radiation protection of patients. *European Journal of Radiology*, 76(1), 15–19. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.06.033>
- Hussain, F. A., Mail, N., Shamy, A. M., Alghamdi, S., & Saoudi, A. (2016). A qualitative and quantitative analysis of radiation dose and image quality of computed tomography images using adaptive statistical iterative reconstruction. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17(3), 419–432. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i3.5903>
- IAEA, & WHO. (2012). BONN CALL FOR ACTION 10 Actions to Improve Radiation Protection in Medicine in the Next Decade. Retrieved from http://www.who.int/ionizing_radiation/medical_radiation_exposure/BonnCallforAction2014.pdf?ua=1
- ICRP. (2007). *Radiological Protection in Medicine*. *Annals of the ICRP*. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2006.06.001>
- Image Gently. (2014). *Image Gently Development of Pediatric CT Protocols 2014*.
- Jeong, W. K., Baek, J. H., Jung, S. E., Do, K. H., Yong, H. S., Kim, M., ... Choi, J. A. (2016). Imaging Guidelines for Enhancing Justifications for Radiologic Studies. *Journal of Korean Medical Science*, 31, 38–44. <https://doi.org/10.1111-8934>

- Kalender, W. A. (2011). *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 3rd Edition*.
- Kang, P., Liao, M., Wester, M. R., Leeder, J. S., & Pearce, R. E. (2010). Standardization and Optimization of Computed Tomography Protocols to Achieve Low-Dose. *Ratio*, 36(3), 490–499. <https://doi.org/10.1124/dmd.107.016501.CYP3A4-Mediated>
- Lee, T.-Y., & Chhem, R. K. (2010). Impact of new technologies on dose reduction in CT. *European Journal of Radiology*, 76(1), 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.06.036>
- Ludewig, E., Richter, A., & Frame, M. (2010). Diagnostic imaging - Evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Veterinary Research Communications*, 34(5), 473–479. <https://doi.org/10.1007/s11259-010-9413-2>
- Matthews, K., & Brennan, P. C. (2009). The application of diagnostic reference levels: General principles and an Irish perspective. *Radiography*, 15(2), 171–178. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2008.03.001>
- Mayo-Smith, W. W., Hara, A. K., Mahesh, M., Sahani, D. V., & Pavlicek, W. (2014). How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology*, 273(3), 657–672. <https://doi.org/10.1148/radiol.14132328>
- McCullough, C., Branham, T., Herlihy, V., Bhargavan, M., Robbins, L., Bush, K., ... Zeman, R. (2011). Diagnostic Reference Levels From the ACR CT Accreditation Program. *Journal of the American College of Radiology*, 8(11), 795–803. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2011.03.014>
- Pelc, N. J. (2014). Recent and Future Directions in CT Imaging. *Annals of Biomedical Engineering*, 42(2), 260–268. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-0974-z>
- Radiology, E. S. of. (2011). White paper on radiation protection by the European Society of Radiology. *Insights Imaging*, 2(4), 357–362. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0108-1>
- Raissaki, M. T. (2004). Pediatric radiation protection. *European Radiology Supplements*, 14(1), 74–83. <https://doi.org/10.1007/s10406-004-0011-7>
- Remedios, D., Hierath, M., Ashford, N., Cavanagh, P., Grenier, P. A., Lloyd, C. M., ... Vilgrain, V. (2014). European survey on imaging referral guidelines. *Insights Imaging*, 5(1), 15–23. <https://doi.org/10.1007/s13244-013-0300-6>
- República Portuguesa. Decreto - Lei nº 180/2002, 1 Diário da República § (2002). Portugal. Retrieved from <https://www.ordemosmedicos.pt/?lop=conteudo&op=f74909ace68e51891440e4da0b65a70c&id=c559da2ba967eb820766939a658022c8>
- Santos, J., Foley, S., Paulo, G., McEntee, M. F., & Rainford, L. (2014). The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. *Radiation Protection Dosimetry*, 158(3), 307–317. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct226>
- Shrimpton, PC, Hillier MC, M. S. and G. S. (2014). *Public Health England - Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review*. Retrieved from https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/349188/PHE_CRCE_013.pdf
- Silva, R. A. C. (2014). *Tomografia Computorizada: Análise e optimização das práticas na realização de exames em adultos e pediátricos. Análise do nível de adequação às recomendações internacionais*. Universidade Católica Portuguesa. Retrieved from <http://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/16247/1/Dissertação Ricardo Crispim Silva.pdf>
- Singh, S., Kalra, M. K., Hsieh, J., Licato, P. E., Do, S., Pien, H. H., & Blake, M. A. (2010). Abdominal

- CT: Comparison of Adaptive Statistical Iterative and Filtered Back Projection Reconstruction Techniques. *Radiology*, 257(2), 373–383. <https://doi.org/10.1148/radiol.10092212/-/DC1>
- Smith-Bindman, R., Lipson, J., Marcus, R., Kim, K.-P., Mahesh, M., Gould, R., ... Miglioretti, D. L. (2009). Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer. *Archives of Internal Medicine*, 169(22), 2078–2086. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.427>
- Smith-bindman, R., Moghadassi, M., Wilson, N., Nelson, T. R., Boone, J. M., Cagnon, C. H., ... Miglioretti, D. L. (2015). Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology*, 277(1), 134–141. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142728>
- Strauss, K. J. (2014). Dose indices: everybody wants a number. *Pediatric Radiology*, 44(3), 450–459. <https://doi.org/10.1007/s00247-014-3104-z>
- Teles, P., Sousa, M. C., Paulo, G., Santos, J., Pascoal, A., Lança, I., ... Vaz, P. (2012). *Relatório sobre os resultados do projecto Dose Datamed 2 Portugal*. Retrieved from http://www.itn.pt/projs/ddm2-portugal/Relatorio_Dose_Datamed2_Portugal.pdf
- Tins, B. (2010). Technical aspects of CT imaging of the spine. *Insights Imaging*, 1(5–6), 349–359. <https://doi.org/10.1007/s13244-010-0047-2>
- Ulsh, B. A. (2015). Are risks from medical imaging still too small to be observed or nonexistent? *Dose-Response*, 13(1), 1–27. <https://doi.org/10.2203/dose-response.14-030.Ulsh>
- van der Molen, A. J., Schilham, A., Stoop, P., Prokop, M., & Geleijns, J. (2013). A national survey on radiation dose in CT in The Netherlands. *Insights Imaging*, 4(3), 383–90. <https://doi.org/10.1007/s13244-013-0253-9>
- Vano, E., Miller, D. L., Martin, C. J., Rehani, M. M., Kang, K., Rosenstein, M., ... Rogers, A. (2016). *Annals of the ICRP - Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2006.06.001>
- Verdun, F. R., Racine, D., Ott, J. G., Tapiovaara, M. J., Toroi, P., Bochud, F. O., ... Edyvean, S. (2015). Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica*, 31(8), 823–843. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.08.007>
- Wambersie, A. (2008). *Radiation Quantities and Units, Dose to the Patients, and Image Quality in Computed Tomography (CT)*. European Commission. Retrieved from ftp://ftp.cordis.europa.eu/pub/fp6-euratom/docs/rad_units_projrep_en.pdf
- Xu, J., Mahesh, M., & Tsui, B. M. W. (2009). Is Iterative Reconstruction Ready for MDCT? *Journal of the American College of Radiology*, 6(4), 274–276. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2008.12.014>
- Zarb, F., Rainford, L., & McEntee, M. F. (2010). Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16(2), 147–153. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2009.10.002>