

Instituto Politécnico de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

## **Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada**

Ana Maria Cruzeiro Antunes

### **Orientadores:**

Prof. Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra; Instituto Politécnico de Coimbra

Prof. Doutor Nuno José Gomes Teixeira – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; Instituto Politécnico de Lisboa

**Co-orientador:** Mestre Tiago Patrão - Casa de Saúde de Santa Filomena; Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias de Saúde

Área de especialização: Tecnologias de Imagem Digital

Lisboa, 2019

Instituto Politécnico de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

## **Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada**

Ana Maria Cruzeiro Antunes

### **Orientadores:**

Prof. Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra; Instituto Politécnico de Coimbra

Prof. Doutor Nuno José Gomes Teixeira – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; Instituto Politécnico de Lisboa

**Co-orientador:** Mestre Tiago Patrão - Casa de Saúde de Santa Filomena, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

**Presidente:** Mestre/Especialista Marco Caetano – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Arguente:** Doutor Luís Vieira Ribeiro – ESS – Universidade do Algarve

**Arguente:** Doutor Luís Carvalho Freire - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias de Saúde

Área de especialização: Tecnologias de Imagem Digital

Lisboa, 2019

## **Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada**

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde – 9ª Edição

Declaro ser a autora deste trabalho, sendo este original e inédito. Os autores e trabalhos consultados estão devidamente citados no texto e constam da lista de referências incluída. Declaro, igualmente, que nenhum tipo de financiamento foi utilizado durante a realização desta dissertação.

*A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho.*

## Agradecimentos

A conclusão deste trabalho representa a conclusão de mais uma etapa académica e, como tal, é momento de lembrar todos aqueles que, de uma forma ou de outra, contribuíram para que isto fosse possível.

À Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa – Instituto Politécnico de Lisboa, pelo acolhimento e disponibilidade de recursos necessários.

Agradeço, também, à Casa de Saúde de Santa Filomena pela disponibilidade e apoio na realização da componente experimental.

À minha orientadora, Professora Doutora Joana Santos, agradeço todo o seu apoio, partilha de sabedoria, disponibilidade e coordenação no desenvolvimento deste trabalho. Agradeço igualmente ao meu orientador, Professor Doutor Nuno Teixeira, por todo o conhecimento partilhado ao longo deste percurso académico e suporte nesta etapa final.

Ao meu co-orientador, Mestre Tiago Patrão, pela oportunidade de realizar este trabalho e por todo o apoio.

Obrigada aos meus colegas de mestrado e professores pelos ensinamentos e constante partilha de experiências.

Aos Técnicos de Radiologia que contribuíram de forma ativa na realização deste trabalho, Dr. Ana Filipa Carvalho, Dr. Ana Filipa Matos, Mestre Filipa Pires, Dr. João José, Dr. Patrícia Ferreira, Dr. Patrícia Santos e Dr. Sandra Assunção.

Aos meus amigos, por todo o suporte e incentivo demonstrado. De uma forma especial, obrigada à minha amiga Beatriz Marques que desde o início me acompanhou nesta etapa e que sempre me incentivou.

Ao meu namorado, Pedro Miguel Costa, pela sua forma sempre positiva de encarar as situações, mesmo nos momentos mais difíceis. Obrigada por toda a compreensão demonstrada.

Por fim, agradeço aos meus pais e irmão, pelo seu incansável apoio ao longo de todo este percurso e de toda a minha vida, pelo incalculável valor que têm para mim. Sem vocês nenhuma conquista valeria a pena.

## Resumo

**Objetivo:** O principal objetivo deste trabalho é a harmonização de procedimentos e valores de dose para exames de Tomografia Computorizada (TC) de neurorradiologia, nomeadamente, crânio-encefálicos e de coluna lombar entre polos da mesma instituição cumprindo as recomendações internacionais.

**Material e Métodos:** A metodologia aplicada foi dividida em quatro fases: (1) caracterização dos equipamentos de TC; (2) análise de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) por polo e respetiva informação clínica por polo; (3) avaliação objetiva da qualidade da imagem; (4) comparação dos valores obtidos e proposta de harmonização de procedimentos.

**Resultados:** Comparativamente às *guidelines* europeias e recomendações internacionais, os NRD obtidos no polo 1 apresentavam-se superiores, e os restantes polos apresentavam-se com valores semelhantes. A avaliação da qualidade da imagem, através do método objetivo, revelou diferenças estatisticamente significativas entre polos, em termos de sinal e ruído.

**Conclusão:** Através da análise dos valores obtidos, verifica-se que estes indicam espaço para otimização uma vez que os procedimentos com valores mais elevados de exposição não são na maioria os que possuem maior valor de sinal e ruído. Apresentam-se, assim, sugestões de harmonização de procedimentos numa perspetiva de otimização dos procedimentos, diminuindo os valores de dose, sem comprometimento da acuidade diagnóstica.

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

## Abstract

**Purpose:** The aim of this study is to harmonise procedures and dose values of neuroradiology computed tomography (CT) examinations, head and lumbar spine, between four institutions, according to the international recommendations.

**Methods:** The methodology was divided into four phases: (1) CT equipment characterisation; (2) Analysis of Diagnostic Reference Levels (DRL) per each institution and respective clinical indication; (3) objective image quality evaluation; (4) comparison of the obtained values and procedure harmonisation proposal.

**Results:** Comparing the results with the European guidelines and international recommendations, the obtained DRL at institution 1 was higher, and the other institutions presented similar values. Image quality objective analysis revealed signal and noise significant differences, across the centres.

**Conclusion:** The obtained results identify space for optimisation considering that the procedures with highest values of exposure are not frequently the ones with higher signal and noise. Optimisation proposals are presented in order to harmonise the procedures, reducing dose values without compromising diagnostic acuity.

**Keywords:** Computed Tomography (CT); Radiation Protection; Harmonisation of procedures; Diagnostic Reference Levels (DRL); Image quality.

## Índice geral

<b>Índice de tabelas</b> .....	<b>IX</b>
<b>Índice de figuras</b> .....	<b>X</b>
<b>Índice de abreviaturas e siglas</b> .....	<b>XI</b>
<b>Capítulo I – Introdução teórica</b> .....	<b>1</b>
1.1. Introdução.....	1
1.2. Dados relativos à exposição à radiação ionizante .....	3
1.2.1. Enquadramento no contexto internacional.....	3
1.2.2. Enquadramento no contexto nacional .....	4
1.3. Principais componentes de um equipamento de TC .....	6
1.4. Evolução tecnológica da TC .....	7
1.5. Aquisição de dados em TC.....	11
1.6. Reconstrução de dados em TC.....	12
1.6.1. Reconstrução analítica da imagem em TC .....	12
1.6.2. Reconstrução iterativa da imagem em TC .....	13
<b>Capítulo II – Fundamentação teórica</b> .....	<b>15</b>
2.1. Exposição à radiação em TC.....	15
2.1.1. Fatores de exposição.....	16
2.2. Descritores de dose .....	17
2.2.1. Dose absorvida, Dose Equivalente, Dose Efetiva .....	17
2.2.2. Descritores de dose em TC.....	18
2.3. Efeitos biológicos da radiação .....	21
2.4. Princípios de Proteção Radiológica.....	22
2.4.1. Princípio da justificação da prática .....	23
2.4.2. Princípio da otimização .....	24
2.4.3. Princípio da limitação da dose .....	24
2.4.4. Níveis de Referência de Diagnóstico .....	25
<b>Capítulo III - Material e Métodos</b> .....	<b>29</b>
3.1. Caracterização dos equipamentos de TC .....	29
3.2. Cálculo de NRD por polo e respetiva informação clínica por polo.....	30
3.3. Avaliação objetiva da qualidade da imagem .....	30
<b>Capítulo IV - Resultados</b> .....	<b>33</b>
4.1. Cálculo de NRD e análise da respetiva informação clínica por polo.....	33

4.2. Avaliação objetiva da qualidade de imagem .....	37
<b>Capítulo V - Discussão .....</b>	<b>39</b>
5.1. Cálculo de NRD por polo e respetiva informação clínica por polo.....	39
5.2. Avaliação objetiva da qualidade de imagem .....	40
5.3. Comparação de valores obtidos e proposta de harmonização de procedimentos .....	41
5.4. Possíveis medidas de otimização .....	42
<b>Capítulo VI - Limitações do estudo .....</b>	<b>45</b>
<b>Conclusão .....</b>	<b>46</b>
<b>Bibliografia.....</b>	<b>47</b>
<b>Anexos.....</b>	<b>55</b>

## Índice de tabelas

Tabela 1 - Caracterização dos diferentes equipamentos de TC utilizados no estudo..	29
Tabela 2 - Resumo dos fatores de exposição utilizados nos procedimentos selecionados, para os quatro polos em estudo. ....	34
Tabela 3 - NRD obtidos por polo e NRD locais da instituição, para P50 e P75. ....	36
Tabela 4 - Análise dos valores de sinal e ruído obtidos pelas ROI's definidas para TC CE e TC coluna lombar, para cada polo em estudo. ....	37

## Índice de figuras

Figura 1 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitante em cada país da UE no ano de 2007 .....	3
Figura 2 - Contribuição dos procedimentos radiológicos de Fluoroscopia, TC e Radiologia de Intervenção para a dose efetiva coletiva, para 36 países Europeus .....	4
Figura 3 - Número de exames de Tomografia Computorizada realizados em Portugal desde 1999 e 2015 .....	5
Figura 4 - Ilustração genérica de um sistema de TC .....	7
Figura 5 - Cronograma representativo do desenvolvimento tecnológico da TC, entre 1985 e 2014.....	8
Figura 6 - Esquema de sistemas de detetores de TC .....	9
Figura 7 - Diagrama com os vários designs de linhas de matrizes de detetores de TC (64 cortes) representados ao longo do eixo longitudinal . .....	10
Figura 8 - Esquema simplificado do processo de reconstrução de imagem em TC através do processo de retroprojeção filtrada . .....	13
Figura 9 - Esquema simplificado dos princípios de reconstrução iterativa .....	14
Figura 10 - Doses típicas de CTDI no centro e na periferia de fantomas de cabeça e de corpo .....	20
Figura 11 - Identificação das ROI's utilizadas para a avaliação objetiva da qualidade de imagem para TC CE .....	31
Figura 12 - Identificação das ROI's utilizadas na avaliação objetiva da qualidade de imagem de TC de coluna lombar. ....	32

## Índice de abreviaturas e siglas

<b>AAPM</b>	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
<b>ADC</b>	<i>Analogic-to-Digital Converter</i>
<b>AVC</b>	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
<b>CTDI</b>	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
<b>DDM 2</b>	<i>Dose DataMed 2</i>
<b>DLP</b>	<i>Dose Length Product</i>
<b>ESR</b>	<i>European Society of Radiology</i>
<b>EUCLID</b>	<i>European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging</i>
<b>EURATOM</b>	<i>European Atomic Energy Community</i>
<b>FBP</b>	<i>Filtered Back-Projection</i>
<b>FDA</b>	<i>Food and Drug Administration</i>
<b>FOV</b>	<i>Field of View</i>
<b>FWHM</b>	<i>Full Width at Half Maximum</i>
<b>GE</b>	<i>General Electric</i>
<b>IAEA</b>	<i>International Atomic Energy Agency</i>
<b>ICRP</b>	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
<b>MSCT</b>	<i>Multi-Slice Computed Tomography</i>
<b>NRD</b>	<i>Níveis de Referência de Diagnóstico</i>
<b>OCDE</b>	<i>Organização para a Cooperação de Desenvolvimento Económico</i>
<b>OMS</b>	<i>Organização Mundial de Saúde</i>
<b>PACS</b>	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
<b>ROI</b>	<i>Region Of Interest</i>
<b>ROC</b>	<i>Receiver Operator Characteristic</i>
<b>SI</b>	<i>Sistema Internacional</i>
<b>SPSS</b>	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
<b>SSCT</b>	<i>Single-Slice Computed Tomography</i>

<b>TC</b>	Tomografia Computorizada
<b>UE</b>	União Europeia
<b>UH</b>	Unidades de <i>Hounsfield</i>
<b>UNSCEAR</b>	<i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i>
<b>VGA</b>	<i>Visual Grading Analysis</i>
<b>VGC</b>	<i>Visual Grading Characteristic</i>

## Capítulo I – Introdução teórica

### 1.1. Introdução

Atualmente, na medicina a informação clínica complementar é obtida com recurso a meios de diagnóstico e sistemas de informação e comunicação. As valências de diagnóstico por imagem, como a Tomografia Computorizada (TC), assumem um papel de destaque e criticidade em todas as fases de prestação de cuidados de saúde, conseqüentemente advém um aumento da exposição de indivíduos a radiações ionizantes de origem artificial (Brenner & Hall, 2007). Com o crescimento do uso desta técnica de diagnóstico, aumentam também os riscos associados. Assim, estima-se que os exames de TC constituam aproximadamente 11% de todos os procedimentos radiológicos, contudo apenas 70% da dose de radiação é aplicada para fins médicos (Alzimami, 2014).

Diversos especialistas, organizações e instituições internacionais – nomeadamente a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) têm realçado a importância da justificação e otimização das práticas associadas, da limitação das doses a que estão expostos os profissionais, doentes e membros do público e para a necessidade da avaliação e quantificação de tal exposição e das implicações socioeconómicas decorrentes (Medeiros, 2009). Adotou-se a diretiva nº 2013/49 *European Atomic Energy Community* (EURATOM) de 5 de Dezembro de 2013 relativa à proteção da saúde das pessoas contra os perigos das radiações ionizantes em exposições médicas, onde consta o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD). Esta diretiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno através do Decreto-Lei nº 108/2018 (Portuguesa, 2018). A definição de NRD é essencial no processo de otimização da exposição da radiação potenciando a proteção do doente, sem afetar a qualidade de imagem essencial para o diagnóstico.

Geralmente, os NRD são específicos para a região anatómica em estudo, sem especificação da indicação clínica. Contudo, apesar de já haver um grande número de estudos disponíveis em países europeus, há informações muito limitadas sobre os NRD específicos para cada indicação clínica. A Comissão Europeia reconheceu esta lacuna e, assim, aprovou o projeto *European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging* (EUCLID) (Radiology, 2017).

Assim, o principal objetivo deste trabalho é a harmonização de procedimentos e valores de dose para exames de Tomografia Computorizada (TC) de neurorradiologia, nomeadamente, crânio-encefálicos e de coluna lombar entre polos da mesma instituição cumprindo as recomendações internacionais.

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em seis capítulos sendo que inicialmente é feita uma revisão da literatura sobre a fundamentação teórica dos princípios e conceitos em TC, risco associados a esta e normas de proteção radiológica. De seguida, é descrito o material e métodos, iniciando pela caracterização dos equipamentos, valores de dose e respetiva informação clínica, avaliação objetiva da qualidade de imagem e comparação dos valores obtidos para harmonização dos procedimentos.

## 1.2. Dados relativos à exposição à radiação ionizante

### 1.2.1. Enquadramento no contexto internacional

De acordo com as Nações Unidas, a frequência média anual de exames de radiodiagnóstico aumentou aproximadamente 50% entre o período 1991-1996 e 1997-2007, estimando-se neste último intervalo aproximadamente 3,6 biliões realizados anualmente no mundo (Silva, 2014).

O aumento do número de exames de TC em Portugal acompanha a tendência noutros países do mundo, como mostra a figura 1. Assim, os recentes progressos em imagiologia médica, nomeadamente no que diz respeito a 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, e de grande importância a realização de avaliações regulares da magnitude e distribuição desta fonte de exposição da população (Commission, 2014).

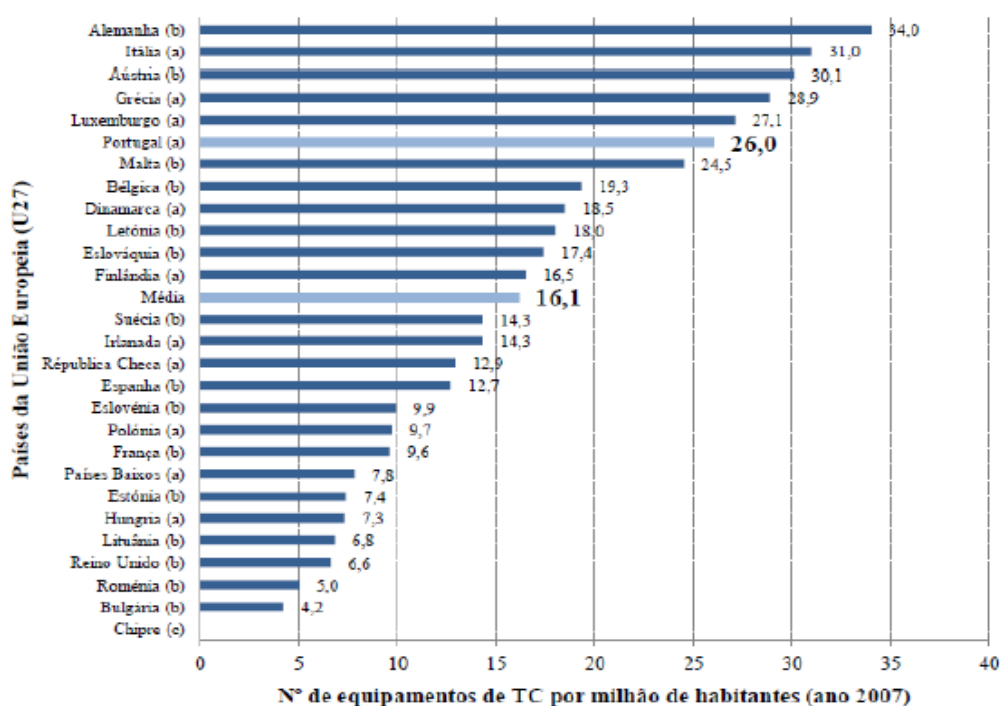


Figura 1 - Número de equipamentos de TC por milhão de habitante em cada país da UE no ano de 2007 (Silva, 2014).

Numa comparação estatística quantitativa de vários países da União Europeia (UE) e da *Organização para a Cooperação de Desenvolvimento Económico* (OCDE), constataram-se diferenças significativas quanto ao número de equipamentos de TC instalados. Os dados sugerem que a valência de TC se encontra bem disseminada em Portugal, existindo um rácio de aproximadamente 26 equipamentos de TC por milhão de habitantes, um valor que excede a média da UE, em 61,5% (figura 2) e a média da OCDE em 78,2%. A tendência crescente do número de equipamentos de TC verificada em Portugal nos últimos anos é também observada em outros países a nível mundial, verificando-se grandes diferenças entre eles relativamente à disponibilidade da valência (Silva, 2014).

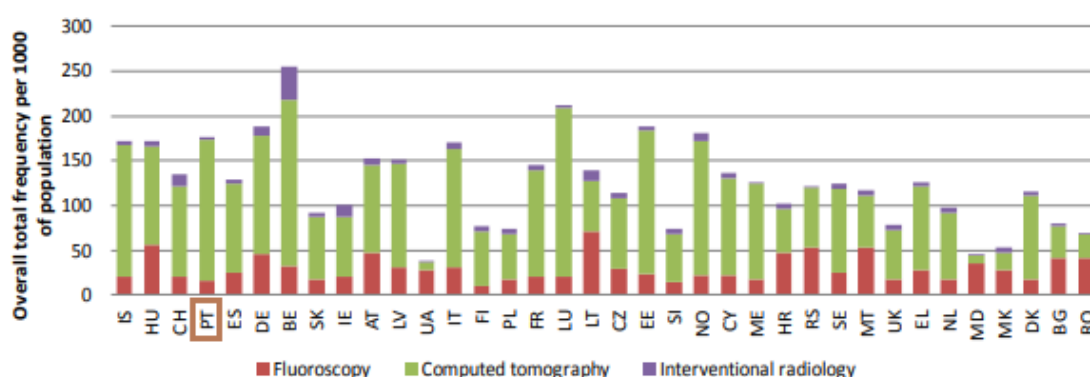


Figura 2 - Contribuição dos procedimentos radiológicos de Fluoroscopia, TC e Radiologia de Intervenção para a dose efetiva coletiva, para 36 países Europeus (Adaptada de Commission, 2015).

Estes dados ilustram as realidades dos respetivos países e apenas realçam a tendência crescente de realização de TC como meio de diagnóstico, sendo Portugal (PT) o quarto país que mais contribui para a dose efetiva coletiva dos 36 países considerados.

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

### 1.1.2. Enquadramento no contexto nacional

A crescente utilização das radiações ionizantes e a sua disseminação em exames e procedimentos médicos aliada aos avanços tecnológicos que potenciam um

diagnóstico mais exato e precoce e uma eficácia crescente das terapias utilizando radiações ionizantes, conduziram nos últimas duas décadas a um aumento considerável da dose coletiva da população mundial, tal como documentado em estudos de organismos internacionais como a *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR) e a Organização Mundial de Saúde (OMS) (Teles et al., 2012).

Em 2008, em Portugal Continental, foram efetuados mais de 1,1 milhões de exames de TC, resultantes de um crescimento desde 2007, de 23% em meio hospitalar e 149% nos cuidados primários de saúde (D. G. da Saúde, 2008; R. A. C. Silva, 2014). Também Coutinho (2018) no seu estudo apresenta a evolução do nº de exames de TC ao longo dos últimos anos, como se mostra na figura 3.

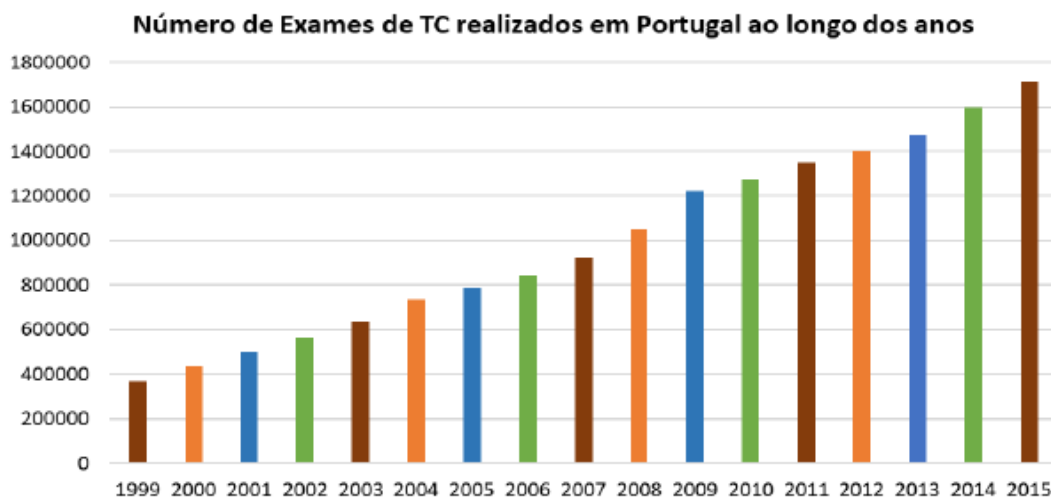


Figura 3 - Número de exames de Tomografia Computorizada realizados em Portugal desde 1999 e 2015 (Coutinho, 2018).

Entre 2010 e 2012, realizou-se o projeto Dose Datamed 2 (DDM2) Portugal, com o objetivo de recolher doses de radiação às quais os doentes estavam expostos em radiodiagnóstico. Foram aferidos 20 exames, os quais denominados de TOP 20, que correspondem aos exames que mais contribuem para a dose coletiva na Europa. Dos 20 exames considerados, 8 são correspondentes a exames de TC. Conclui-se que a população Portuguesa se encontrava entre os 10 países com valores de dose efetiva *per caput* mais elevada (Teles et al., 2012).

Em 2014, verificou-se que o número de exames de TC subiu para 1,6 milhões, o que resulta na realização de 154 exames por cada mil habitantes. No ano de 2015, a

OCDE estimou um aumento de 6,54% relativamente ao ano anterior (Assembly, 2017; OCDE, 2017).

As doses recebidas pelos doentes durante um exame de TC são relativamente altas, pelo que é imprescindível conhecer as doses utilizadas na prática clínica, dispor de NRD, assegurar os parâmetros técnicos e perceber se os protocolos dos equipamentos são os mais adequados (Teles et al., 2012).

### 1.3. Principais componentes de um equipamento de TC

Nos equipamentos de TC a imagem é reconstruída a partir de projeções 2D obtidas durante o varrimento, e apresentadas numa matriz. Esta matriz é formada por *pixels* (*picture element*) aos quais corresponde um número diferente, denominados de números de TC, ou Unidades de Hounsfield (UH), visíveis no monitor como um nível de brilho, formando uma escala de cinzentos (M. A. P. B. Santos, 2012). As UH vão em teoria desde -1000 que corresponde ao ar, até +1000 para a densidade do osso, e estão relacionadas com o coeficiente médio de atenuação dos tecidos e dependem da densidade e espessura das estruturas atravessadas. O *pixel* é a representação bidimensional de um elemento de volume, a que se chama *voxel*, cuja terceira dimensão corresponde à espessura do corte efetuado (M. A. P. B. Santos, 2012).

Assim, um equipamento de TC tem como objetivo a aquisição de dados relativos aos coeficientes de atenuação dos materiais atravessados pelo feixe de radiação X, o seu processamento e a apresentação das imagens reconstruídas. Em termos gerais a estrutura geral de um equipamento de TC é composta pelos seguintes elementos:

- Sistema de aquisição e transferência de dados: *gantry* constituída por ampola de raios-X, gerador de alta tensão, sistema de colimação, detetores e sistema de refrigeração (tem como propósito dissipar o calor gerado), possui também uma unidade de alta tensão (de corrente contínua), mesa, e unidades de transferência de dados;

É neste componente que se dá a aquisição de dados. A emissão dos raios-X é efetuada pela ampola de dimensões de foco reduzidas e que tem uma elevada capacidade calorífica. As altas velocidades de rotação da *gantry* atingidas nos equipamentos de TC atuais são possíveis devido às unidades de alta tensão e

frequência que apresentam dimensões reduzidas e se incorporam na parte móvel do sistema junto da ampola de raios-X (Medeiros, 2009).

- Sistema de Computorização: controlo do sistema por parte do operador, processamento dos dados pelo computador, e reconstrução e registo da imagem;
- Sistema de registo de imagem;
- Segunda consola para pós-processamento.

Os componentes referidos encontram-se ilustrados na figura 4.

A conversão dos dados que saem da *gantry* em sinal analógico para sinal digital é efetuada por *Analogic-to-Digital Converters* (ADC). Este sistema permite a transformação de um sinal elétrico proveniente dos detetores em informação digital, passível de ser corrigida através de algoritmos reconstruindo a imagem, que posteriormente pode ser registada em película, CD ou DVD e arquivada, normalmente, em sistemas de *Picture Archiving and Communication System* (PACS) (Mano, 2018; Medeiros, 2009).

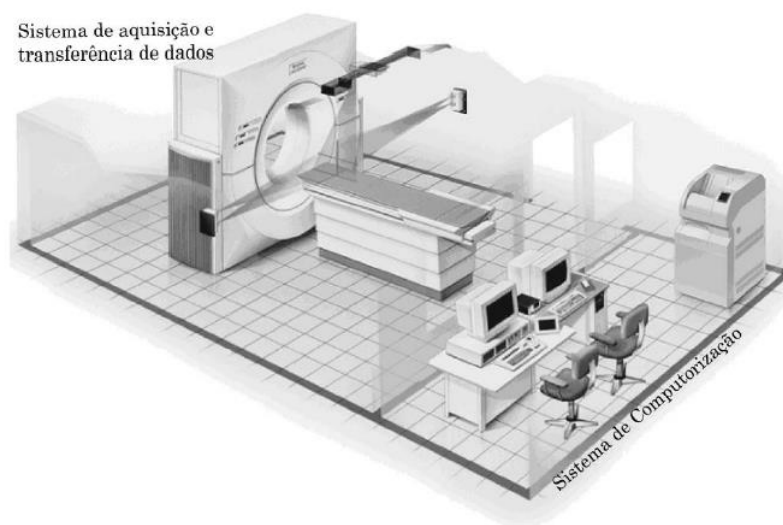


Figura 4 - Ilustração genérica de um sistema de TC (Medeiros, 2009).

#### 1.4. Evolução tecnológica da TC

A TC foi introduzida no início dos anos 70 e rapidamente tornou-se uma ferramenta de diagnóstico muito importante na medicina. Foi inventada pelo Engenheiro Britânico *Godfrey Newbold Hounsfield* que mais tarde, em 1979, veio a ganhar o prémio Nobel

da medicina em conjunto com o Biólogo Sul-Africano *Allan Mcleod Cormack* que o auxiliou nos seus estudos (C. I. M. da Silva, 2010).

Desde sua concepção, a tecnologia da TC e seu uso clínico avançaram num período de tempo relativamente curto. Com o aparecimento da *Single-Slice Computed Tomography* (SSCT), a informação diagnóstica e o detalhe anatômico permitiram uma transformação que levou uma melhor gestão e diagnóstico do doente (Martino et al, 2008).

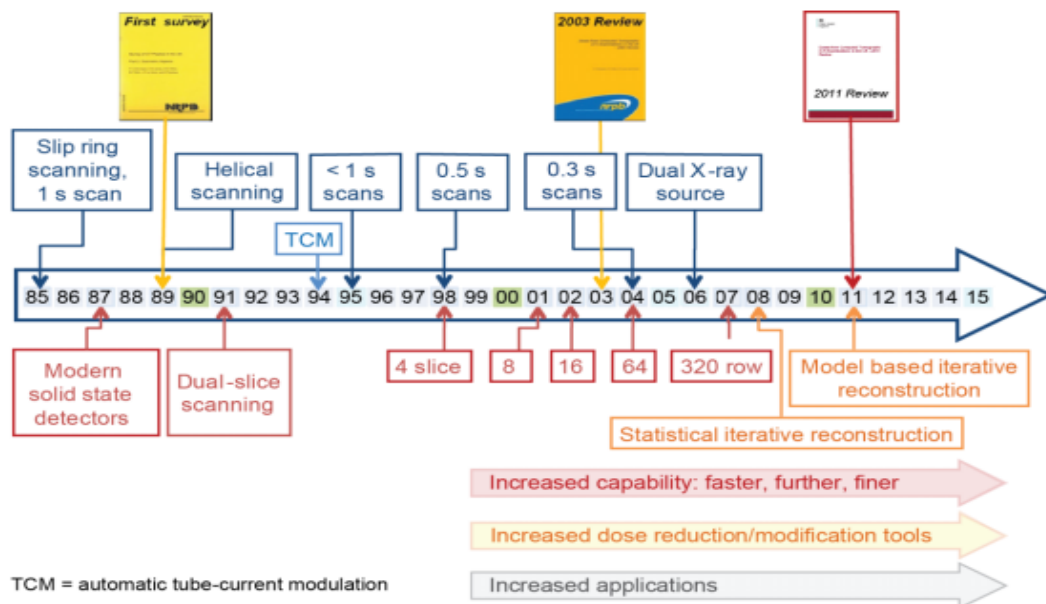


Figura 5 - Cronograma representativo do desenvolvimento tecnológico da TC, entre 1985 e 2014 (Shrimpton et al, 2014).

Como visualizado na figura 5, em menos de três décadas, o desenvolvimento da TC facilitou a visualização de imagens com menos de 1 milímetro, exposições inferiores a 1 segundo, e reconstruções quase instantâneas após aquisição de imagens. Este progresso continua, ainda hoje, a contribuir para o aumento do uso clínico da TC (C. H. McCollough, 2006).

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. Nestes sistemas de TC foi incorporada a tecnologia *slip ring* (figura 5) que consiste em contactos circulares com escovas de deslizamento na

parte eletrônica do equipamento. A mesa move-se com velocidade constante através da abertura da gantry, acoplado a um movimento de rotação contínuo da fonte de radiação X, em torno do doente, permitindo a cobertura de maiores regiões anatômicas (Coutinho, 2018).

Associado à TC Helicoidal surge o conceito de *pitch* (Coutinho, 2018). O termo *pitch* designa o movimento da mesa por cada rotação completa da mesa (*mm*) e a espessura nominal de corte (*mm*), dado pela expressão (Patricio, 2010):

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

Por exemplo, se a espessura de colimação for 5 mm e se a mesa se mover 5 mm por cada rotação do tubo, o *pitch* é igual a 1; se a espessura de colimação for de 10 mm e a mesa se mover 5 mm, o *pitch* será 0,5 (Mano, 2018).

A *Multi-Slice Computed Tomography (MSCT)*, surgiu em 1998, com a vantagem de utilizar múltiplas filas de detetores, segundo o eixo do sistema de z. A *MSCT* permite efetuar aquisições com ou sem movimento da mesa, isto é, em modo sequencial ou helicoidal. Isto permite uma utilização mais eficiente da radiação produzida pela ampola de raios-X (Coutinho, 2018).

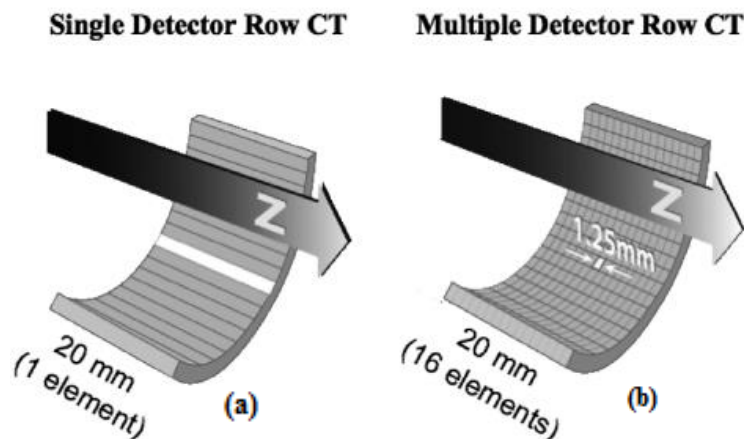


Figura 6 - Esquema de sistemas de detectores de TC (Baxter et al, 2008).

(a) Com uma única fila de detectores ao longo do eixo z do sistema (a largura do detector é de 20 mm relativamente ao centro da gantry); (b) Com 16 filas de elementos de detectores, cada um com 1,25 mm de largura individual, ao longo do eixo z do sistema (Baxter et al, 2008).

Note-se que a organização dos detetores varia muito consoante a marca e modelo do equipamento, podendo possuir três tipos de matrizes:

- Matriz de detetores fixa (simétrica): constituída por matrizes paralelas de detetores de igual espessura transversal. Esta configuração permite a adaptação do sistema à aquisição de um maior número de cortes por rotação;
- Matriz adaptativa de detetores: constituída por matrizes com espessura dos detetores crescente do centro para a periferia, num plano transversal;
- Matriz híbrida de detetores: constituída por matrizes de detetores de menor e igual espessura no centro e, de maior e igual espessura na periferia, num plano transversal.

Os modelos de 32 a 64 detetores baseiam-se na matriz de detetores fixa (GE, Philips, Toshiba) ou no modelo de geometria híbrida (Siemens).

Em 2005, foram anunciados os equipamentos de *MSCT* de 64 detetores. A abordagem utilizada pela maioria dos fabricantes consiste em alongar as matrizes fixas ao longo do eixo Z com detetores submilimétricos: 64x0,625mm para GE e *Phillips* e 64x0,5mm para a *Toshiba*, como exemplificado na figura 7. A *Siemens* adotou uma configuração diferente, sendo 32 detetores com 0,6mm cada. Cada um dos 32 detetores recolhe duas medições seguidas, para a aquisição simultânea de 64 detetores. Esta tecnologia foi designada pela *Siemens* como “*Z-Sharp*” (figura 7) (Goldman, 2008).

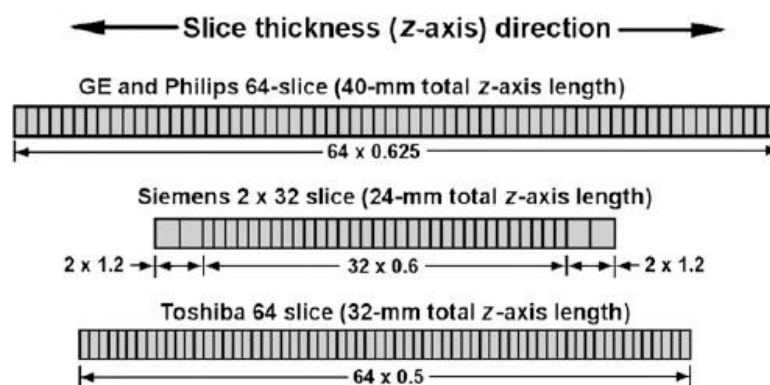


Figura 7 - Diagrama com os vários designs de linhas de matrizes de detetores de TC (64 cortes) representados ao longo do eixo longitudinal (Goldman, 2008).

*O equipamento da Siemens utiliza 32 elementos e um sistema dynamic-focus x-ray tube para a aquisição de duas medições de dados por detetor (Goldman, 2008).*

Adicionalmente a esta tecnologia, o conceito de TC de dupla energia envolve alterações nas características da fonte de radiação X e no detetor, o que facilita aquisições de alta resolução e melhoram a resolução ao longo do eixo z (Arthurs et al, 2009).

Assim, a tecnologia *MSCT* oferece melhorias significativas na variedade, qualidade e velocidade das aplicações clínicas da TC. A tecnologia continuará a progredir a um ritmo acelerado, e médicos, técnicos, físicos e administradores de departamentos precisarão de adaptar as práticas e protocolos de exames existentes, para que haja um uso correto dos novos equipamentos de *MSCT* na prática. Neste sentido a correta seleção dos parâmetros técnicos, tendo em conta os princípios da proteção radiológica e a qualidade de imagem, deve ser corretamente planeada e ajustada (Baxter et al., 2008).

É previsível que a evolução da TC na próxima década seja impulsionada por uma melhoria da qualidade de imagem, novas aplicações clínicas, e principalmente, redução da dose (Pelc, 2014).

### 1.5. Aquisição de dados em TC

Os detetores recebem individualmente apenas a projeção da secção em estudo num determinado ângulo. Um equipamento das últimas gerações integra um feixe em forma de leque; isto significa que, sendo o feixe composto por vários raios, estes serão medidos em diversas projeções de ângulos diferentes (Augusto, 2009).

Cada raio pode ser considerado uma medida de transmissão através do objeto em estudo, ao longo de uma linha, onde o detetor mede a sua intensidade (Medeiros, 2009).

A atenuação depende do número atómico médio do tecido, da sua densidade e da intensidade do feixe, seguindo a Lei de Lambert-Beer, ou seja, para feixes monocromáticos temos a seguinte equação:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Onde  $I$  representa a intensidade transmitida,  $I_0$  a intensidade do feixe sem atenuação,  $x$  a espessura do objeto e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear, que representa a probabilidade de ocorrência de interação de um fóton do feixe incidente com o meio material por unidade de espessura (Augusto, 2009).

O corpo humano é constituído por materiais de diferentes densidades; daí decorre que, para se obter um corte de um objeto, é necessário considerar o coeficiente de atenuação linear de cada material que constitui a seção de corte. Os dados são armazenados no computador, procedendo-se posteriormente à reconstrução da imagem (Silva, 2014).

## 1.6. Reconstrução de dados em TC

Os dados adquiridos pelos detetores do sistema de TC são processados para ser reconstruída uma imagem que represente o objeto em estudo (Nogueira, 2016).

A maioria dos algoritmos de reconstrução mais recentes tem como objetivo reduzir o ruído da imagem, o que, conseqüentemente, permite a implementação de protocolos de TC com doses mais baixas sem diminuir a qualidade da imagem. Além da redução de ruído, alguns dos algoritmos também podem melhorar a resolução espacial (Mayo-Smith et al, 2014).

### 1.6.1. Reconstrução analítica da imagem em TC

A imagem de TC resulta da determinação dos coeficientes de atenuação totais nas várias projeções realizadas, a partir dos quais será possível a atribuição de um valor de UH a cada *pixel*, traduzindo um nível de cinzento (Greffier et al., 2013).

Cada uma das projeções obtidas nos diferentes ângulos é projetada num sinograma e quando combinadas entre si possibilitam a criação da imagem através de um método de reconstrução designado por retroprojeção. Os princípios matemáticos inerentes a este método conduzem a uma perda de informação para as altas frequências no domínio espacial da imagem, resultando em artefactos em forma de estrela (Nogueira, 2016).

Quer isto dizer que, a retroprojeção não conduz a uma representação adequada das áreas de maior atenuação, tendo estas maiores dimensões, contornos adulterados e indefinição (reprodução imperfeita). Existe a possibilidade de filtragem das múltiplas

projeções, aplicando a cada uma um processo matemático – convolução – que irá alterar a resolução espacial e ruído como demonstrado na Figura 8. A seleção dos diferentes filtros de convolução será realizada de acordo as áreas anatómicas e a indicação clínica em estudo.

Na atualidade, a retroprojeção filtrada (*Filtered Back-Projection – FBP*) é o método de reconstrução mais difundido na TC, e mesmo com os avanços tecnológicos ao nível do hardware e as alterações subjacentes continua a ser utilizada. No entanto, tem desvantagens que a caracterizam, nomeadamente o facto de não considerar as flutuações estatísticas do feixe de radiação X, pelo que os seus resultados são caracterizados por ruído e artefactos, interferindo com a detetabilidade de baixo contraste e deteriorando a nitidez dos contornos das estruturas, sendo necessário um valor mínimo de dose de radiação para garantir imagens diagnósticas (Greffier et al., 2013).

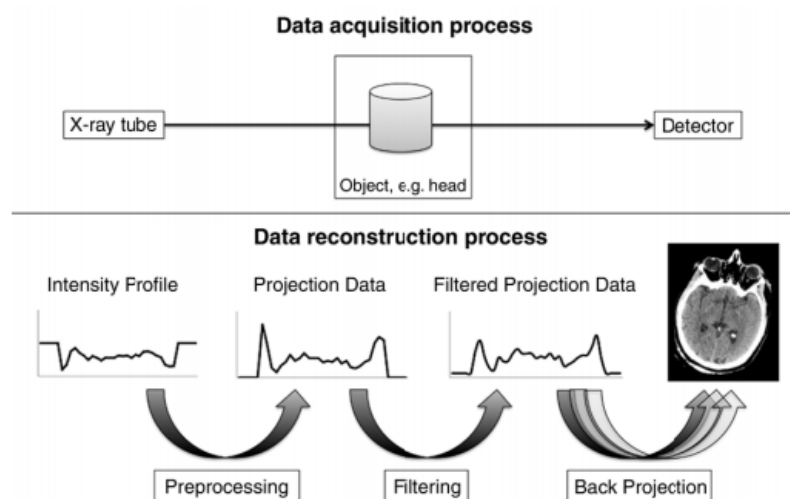


Figura 8 - Esquema simplificado do processo de reconstrução de imagem em TC através do processo de retroprojeção filtrada (Geyer et al., 2015).

As limitações da retroprojeção filtrada têm impulsionado o renascimento dos algoritmos de reconstrução iterativa de imagem, aplicados nos primórdios da TC e abandonados por serem matematicamente exigentes (Geyer et al., 2015).

### 1.6.2. Reconstrução iterativa da imagem em TC

Os recentes avanços ao nível do *hardware*, relacionados com o número de detetores e ampolas disponíveis, têm evidenciado as limitações físicas da tomografia e possibilitando avanços ao nível do processamento de dados. O exemplo mais evidente

dos últimos anos foi a reintrodução dos algoritmos de reconstrução iterativa (Geyer et al., 2015).

O objetivo da reconstrução iterativa é a criação de imagens que correspondam aos dados de projeção medidos, devendo para tal os dados de imagem, projeção, ruído e detalhe ser modulados (Nogueira, 2016).

É uma alternativa aos métodos analíticos e são baseados em métodos estatísticos. Assim, os algoritmos iterativos são baseados em tentativas de maximizar ou minimizar uma função alvo determinada por estes, através de vários processos analíticos, iterações, como mostra a figura 9. Este tipo de algoritmos leva à necessidade de plataformas informáticas mais robustas e um maior tempo de processamento (Faria, 2013).

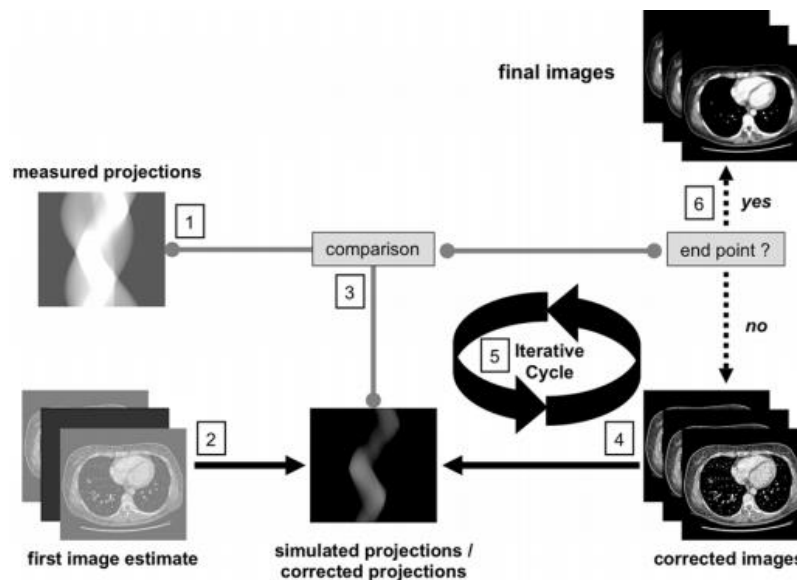


Figura 9 - Esquema simplificado dos princípios de reconstrução iterativa (Geyer et al., 2015).

A reconstrução iterativa pode ser categorizada em três classes: 1) reconstrução estatística no domínio da imagem; 2) reconstrução estatística no domínio da projeção (sinograma) e comparação com a retroprojeção e anteprojeção; e 3) reconstrução no domínio da projeção e do sistema.

- 1) A reconstrução iterativa no domínio de imagem é mais rápida mas menos flexível na filtragem adaptativa do ruído. Sem recurso ao *raw data*, as imagens obtidas são decompostas em várias frequências, sendo possível a sua

- suavização através do processamento de sinal seletivo, reduzindo-se o ruído nas áreas de baixa frequência sem reduzir os detalhes de alta frequência;
- 2) A reconstrução iterativa no domínio da projeção utiliza a retroprojeção filtrada como ponto de partida para gerar dados anteprojectados (simulando o processo de aquisição em TC). As projeções corrigidas servem depois para simular novas reconstruções e comparar às imagens prévias, numa tentativa de minimização da variação estatística e redução do ruído, com o mínimo de perda de resolução espacial;
  - 3) A reconstrução no domínio da projeção e do sistema representa um nível de complexidade superior, introduzindo-se os modelos de geometria de aquisição, os efeitos de ponto focal, a dispersão da radiação X e o comportamento dos detetores. Os tempos de reconstrução são mais prolongados, muitas vezes na ordem dos 45 minutos, sendo uma limitação à sua aplicabilidade clínica. No entanto os seus resultados são muito bons, principalmente no recurso à baixa dose de radiação, mesmo comparada à reconstrução iterativa segundo métodos estatísticos (Nogueira, 2016). Estes serão mais rápidos certamente no futuro.

## Capítulo II – Fundamentação teórica

### 2.1. Exposição à radiação em TC

Para poder compreender a diferença na dose de radiação entre os diferentes procedimentos radiológicos é essencial saber a dose a administrar ao doente. Segundo a *International Atomic Energy Agency* (IAEA), a dose efetiva proveniente de um exame de TC pode variar aproximadamente entre 2 a 20 *mSv*, que é o equivalente a um indivíduo receber radiação natural em um a oito anos. Ou ainda, um exame de TC abdominal com uma dose de 8 *mSv* corresponde a cerca de 11 radiografias do abdómen (assumindo uma dose efetiva de 0,7 *mSv* por radiografia) ou cerca de 3 a 4 anos de radiação natural (Patricio, 2010).

### 2.1.1. Fatores de exposição

O nível de dose de radiação recebido pelos doentes submetidos a exame de TC depende de diversos de fatores, de realçar o protocolo utilizado e as configurações dos equipamentos para cada procedimento individual (J. 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 (Alonso, Mourão, & Silva, 2015; Goo, 2012; Mayo-Smith, William W.; Hara, Amy K.; Mahesh, Mahadevappa; Sahani, Dushyant V; Pavlicek, 2014; Medeiros, 2009; Tins, 2010):

- **Tensão da ampola (kV)** - a tensão controla a “qualidade” do feixe de raios-X e situa-se geralmente num intervalo de 80-140 kV. A tensão empregue na produção dos raios-X faz variar a energia dos fótons produzidos. O seu efeito na dose de radiação é proporcional ao quadrado da variação na tensão da ampola, pelo que o seu aumento traduz-se em melhor resolução de contraste e menos ruído;
- **Produto da intensidade da corrente (mA) da ampola pelo tempo de exposição (s) (mAs)** – define a quantidade (intensidade) do feixe de raios-X produzidos pela ampola, e o seu efeito é proporcional 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 diminuições de dose até 40% por exame, sendo que esta configuração deve ser usada na maioria dos protocolos de TC. No entanto, a principal vantagem desta opção é que fornece diferentes intensidades da corrente, de acordo com o tamanho do doente e indicação do exame. Assim, o principal objetivo é a consistência da qualidade da imagem;
- **Espessura de corte (mm)** - definida como a largura a meia altura (FWHM – *full width at half maximum*) da curva de sensibilidade do sistema, no centro do campo de observação. Esta é definida pelo operador consoante o tipo de procedimento que se pretende efetuar e varia, normalmente, no intervalo 1-10 mm. Quanto mais larga a espessura do corte, menor será o ruído e melhor a resolução de baixo contraste, entretanto a imagem estará sujeita à presença de artefactos. Este parâmetro é inversamente proporcional à dose de radiação;
- **Range (cm)** - o tamanho da range é proporcional na dose de radiação, mas não provoca qualquer efeito na qualidade de imagem;

- **Pitch** – definido pela relação entre o movimento axial da mesa por rotação do conjunto ampola/detetores e a espessura nominal do corte. O *pitch* é inversamente proporcional à dose de radiação;
- **Field of View (FOV) (cm)** – definido como campo de visão tem efeito na qualidade de imagem, sendo que é inversamente proporcional a resolução espacial.

Assim, a diversidade de fatores técnicos tem um impacto na dose. Cabe aos profissionais estarem alerta para os descritores de dose, na fase de planeamento e no final de cada exame. Os descritores de dose, teóricos e estimados pelo equipamento de TC, são a ferramenta mais imediata disponível aos profissionais para controlo da dose do exame (R. A. C. Silva, 2014).

## 2.2. Descritores de dose

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

### 2.2.1. Dose absorvida, Dose Equivalente, Dose Efetiva

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

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \text{ (Gy)}$$

Esta última referida é insuficiente para correlacionar os diferentes tipos de radiação existentes e os diferentes tipos de exposições com os efeitos biológicos, recorre-se à dose equivalente e à dose efetiva.

A dose equivalente,  $H_T$ , representa a dose média absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo respetivo fator de ponderação para a radiação em estudo.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (Sv)$$

Para estimar o risco potencial consequente de uma situação de exposição de diversos órgãos ou tecidos à radiação ionizante, a ICRP introduziu o conceito de dose efetiva,  $E$ , e tem em conta as diferentes radiosensibilidades dos órgãos ou tecidos expostos. Esta é definitiva pelo somatório das doses equivalentes,  $H_T$ , ponderadas para todos os órgãos e tecidos do corpo e é dada pela expressão:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (Sv)$$

sendo  $w_T$  o fator de ponderação tecidular do órgão, do tecido  $T$ . A unidade de dose efetiva é *Sievert* ( $Sv$ ), sendo que em radiodiagnóstico as unidades são da ordem dos *milisievert* ( $mSv$ ) (Finatto, Froner, Pimentel, & Silva, 2015).

### 2.1.2. Descritores de dose em TC

A distribuição de dose em TC difere da que ocorre nos exames convencionais de diagnóstico com raios-X (Patricio, 2010). A dose em TC tem características específicas, uma vez que toda a radiação está confinada à espessura do corte tomográfico, excluindo a radiação dispersa. Apresentam-se seguidamente grandezas dosimétricas cuja utilização é específica da TC e reflete as especificidades deste tipo de procedimento.

O principal conceito de medida em TC é *Computed Tomography Dose Index* (CTDI -  $mGy$ ) e é definida pela seguinte equação:

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

em que  $D(z)$  representa o perfil de dose ao longo do eixo do ZZ,  $N$  representa o número de cortes tomográficos e  $T$  representa a espessura de cada corte (Goldman, 2007; Wambersie, 2008).

O CTDI representa, assim, a dose média absorvida, ao longo do eixo dos ZZ, a partir de múltiplas irradiações contíguas num único corte axial e é calculado pela divisão de dose integrada pela colimação total do feixe (Medeiros, 2009).

O CTDI é visto como um valor padrão que proporciona informação sobre a dose para o doente, para protocolos e equipamentos específicos, permitindo deste modo, compará-los.

O CTDI<sub>FDA</sub> introduzido pela *Food and Drugs Administration* (FDA), agência federal dos Estados Unidos da América, envolve a integração do perfil de corte ao longo do eixo dos Z num intervalo equivalente a 14 vezes a espessura nominal de corte num simulador padrão (fantoma). Como se pode verificar pela equação anteriormente apresentada, o cálculo de CTDI requer que todas as contribuições do feixe de dose de radiação sejam incluídas na medição do CTDI. A exata integração dos limites para cumprir este critério depende da largura nominal do feixe de radiação e do “espalhamento médio” (Baxter et al., 2008; Wambersie, 2008). Uma vez que o infinito não é um parâmetro exato nem possível de medição prática, a FDA introduziu os limites de  $\pm 7T$ , onde T representa a espessura nominal do corte, assim:

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

na prática, as medições de rotina do CTDI são feitas com um auxílio de uma câmara de ionização tipo lápis com um comprimento de 100 mm, de modo a fornecer uma medição do CTDI<sub>100</sub> expresso em termos de dose absorvida no ar (mGy) (R. A. C. Silva, 2014). O CTDI<sub>100</sub> representa a dose acumulada do varrimento ao centro numa largura de irradiação de 100 mm. Tal como o CTDI<sub>FDA</sub>, o CTDI<sub>100</sub> exige a integração da dose de radiação a partir de um único perfil axial. Neste caso, os limites de integração são de  $\pm 50$ mm o que corresponde às câmaras de ionização tipo lápis:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz \quad (mGy)$$

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.

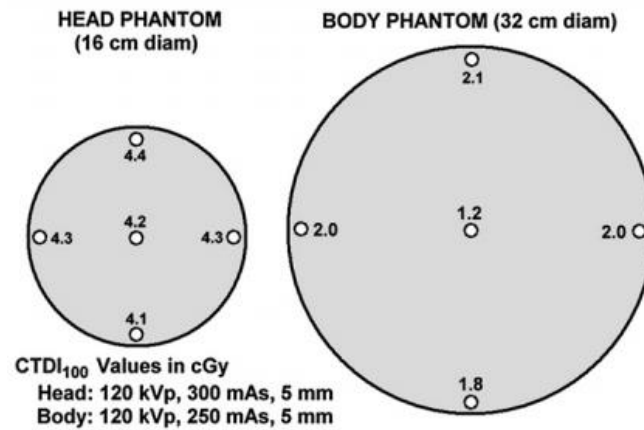


Figura 10 - Doses típicas de CTDI no centro e na periferia de fantomas de cabeça e de corpo (Goldman, 2007).

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 da periferia (Goldman, 2007).

Assumindo que o CTDI decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor da dose de radiação média absorvida é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado (*weighted*), CTDI<sub>w</sub>, assim:

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

a medição é feita num fantoma colocando-se uma câmara de ionização de formato lápis no centro (*c*) e na periferia (*p*). Obtendo-se, assim, os valores do CTDI<sub>100,c</sub> e do CTDI<sub>100,p</sub> que recorrendo à equação referida permitem o cálculo do CTDI<sub>w</sub>, sendo que os fatores 1/3 e 2/3 aproximam os valores das áreas ao centro e à periferia do fantoma (Patricio, 2010)(Baxter et al., 2008).

Outro descritor utilizado em dosimetria é o CTDI<sub>vol</sub>. O CTDI<sub>vol</sub> (mGy) considera determinados parâmetros consoante o protocolo de aquisição, o *pitch* em aquisições helicoidais ou o incremento da mesa entre cortes em aquisições sequenciais. Deste modo o CTDI<sub>vol</sub> normaliza o valor de CTDI<sub>w</sub> para um determinado valor de *pitch* ou espaçamento entre cortes:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w \quad (\text{mGy})$$

Sendo que *I* representa o incremento da mesa em modo axial, em mm (Baxter et al., 2008; Goldman, 2007; Wambersie, 2008).

N e T representam a largura total da colimação do feixe de raios-X. Em aquisições helicoidais, considera-se a seguinte equação:

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

em que o *pitch* é definido como a distância percorrida pela mesa por cada rotação de 360° ou pela largura total de colimação do feixe de raios X. Das equações referidas, obtém-se a fórmula de cálculo do  $CTDI_{vol}$  (mGy) a partir do  $CTDI_w$  (mGy), conforme apresentado na fórmula seguinte:

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

enquanto que o  $CTDI_w$  representa somente a média da dose absorvida no plano xy da secção tomográfica adquirida numa série de varrimentos axiais e em que a radiação dispersa é insignificante para além dos 100 mm de limite de integração, o  $CTDI_{vol}$  representa a dose média de radiação absorvida segundo as direções x, y e z (Wambersie, 2008).

Assim, os parâmetros falados anteriormente são indicadores de dose locais. Se pretendermos contabilizar a dose de um exame completo devemos utilizar o *Dose-Length Product* (DLP – mGy.cm). Sendo assim, o DLP indica-nos a dose de radiação integrada num exame completo, e é dado pela seguinte equação:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Comprimento do varrimento do exame (mGy.cm)}$$

sendo que atualmente, esta grandeza expressa o NRD que reflete a dose de radiação absorvida para um exame completo. Nos equipamentos de TC atuais, estes dois parâmetros,  $CTDI_{vol}$  e DLP, são apresentados antes e depois do exame ser realizado, sendo que é uma regra dos fabricantes desde 2002 e da Comissão Europeia desde 2009 (Baxter et al., 2008; Comissão, 2012).

### 2.3. Efeitos biológicos da radiação

Apesar do valor da TC em diagnóstico e intervenção ser inquestionável, a valência tem associados riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante que podem ser classificados segundo o tempo de manifestação, como imediatos ou tardios; o nível de dano - somático ou genético - e dose absorvida - efeitos estocásticos ou determinísticos (Mano, 2018; Veludo, 2011).

Os efeitos estocásticos têm uma probabilidade de ocorrência proporcional à dose de radiação recebida, sem existência de limiar. Doses baixas, inferiores aos limites estabelecidos pelas normas de radioproteção, podem induzir tais efeitos, destes destacam-se os tumores.

Os efeitos determinísticos são causados pela irradiação total ou localizada de um tecido, causando a sua morte celular, sem possibilidade da sua regeneração, conduzindo a danos no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose abaixo do qual a perda de células é insuficiente para prejudicar o funcionamento dos órgãos (D. G. da Saúde, 2016).

É ainda de referir que há órgãos que apresentem maior radiosensibilidade, como as glândulas, as gônadas, o cristalino e a medula vermelha. Por outro lado, as extremidades do corpo são menos radiosensíveis (Tins, 2010).

A nível nacional, encontram-se legalmente estabelecidos, pelo Decreto-Lei nº108/2018, de 3 de dezembro, limites de dose para quatro grandes grupos:

- a) Trabalhadores expostos a radiações ionizantes;
- b) Trabalhadoras grávidas ou lactantes expostas a radiações ionizantes;
- c) Aprendizes e estudantes com idade superior a 16 anos e inferior a 18, que durante os estágios profissionais se sujeitem a exposição a radiação ionizante;
- d) Membros do público;

Sendo que, estes limites de dose visam prevenir a ocorrência dos efeitos determinísticos nos trabalhadores expostos e minimizar a probabilidade dos efeitos estocásticos (Mano, 2018; M. da Saúde, 2008).

#### 2.4. Princípios de Proteção Radiológica

A realização de procedimentos médicos que envolvem a exposição de doentes à radiação ionizante exige o cumprimento de três requisitos fundamentais, definidos pelo ICRP como forma de minimizar os riscos da radiação ionizante de baixa energia nas exposições médicas: justificação da prática, otimização da proteção e a consideração de NRD, que serão explicitados de seguida (Engel-Hills, 2006; R. A. C. Silva, 2014).

#### 2.4.1. Princípio da justificação da prática

Este princípio expresso no Decreto-Lei nº108/2018, artigo 5º, alerta para a necessidade de uma clara justificação da utilização da valência de diagnóstico fundamentada num benefício, para o doente exposto à radiação, superior ao risco em que este incorre (Portuguesa, 2018). No caso específico da TC, a justificação implica que o resultado obtido pelo exame não possa ser alcançado por outras valências disponíveis às quais estejam associados menores riscos para o doente (R. A. C. Silva, 2014).

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 a utilização de *guidelines* clínicas, contudo a utilização de NRD para cada indicação clínica, ainda não está amplamente divulgada. Esta campanha consiste numa análise mensal dos NRD de TC para diferentes indicações clínicas, cujo projeto é “Is Your Imaging EuroSafe?” (Jeong et al., 2016).

A realização de exames de TC continua a aumentar, contudo vários artigos científicos sugerem que até 40% destes poderiam ser evitados, sem comprometer o atendimento ao doente, eliminando exames que não são medicamente necessários e substituindo-os por outros exames alternativos (Ressonância Magnética ou ecografia), tendo como base o princípio da justificação da prática (Dougeni et al, 2012).

Assim, a IAEA em conjunto com OMS realizaram a “Conferência Internacional sobre Proteção Radiológica em Medicina”, da qual resultou a decisão conjunta no diz respeito à proteção radiológica: “*Bonn call for action*”. Assim, foram definidas dez ações com objetivo de melhorar a proteção radiológica em medicina na próxima década, onde consta a implementação do princípio da justificação da exposição a radiação médica. Desde modo, recomendou-se a introdução e aplicação de três pontos-chave (AAA) como ferramentas suscetíveis de facilitar e melhorar a justificação da exposição: consciencialização (*Awareness*), adequação (*Appropriateness*) e auditoria (*Audit*) (IAEA, 2012; Jeong et al., 2016).

#### 2.4.2. Princípio da otimização

O princípio de otimização aplica-se às situações que tenham sido consideradas justificadas, ou seja, a exposição ocupacional ou a exposição do público deve ser otimizada por forma a manter o valor das doses individuais, sendo a probabilidade de ocorrência das exposições e o número de pessoas expostas, num nível tão baixo quanto razoavelmente possível, baseando-se na adequada manipulação dos fatores técnicos associada a boas práticas estabelecidas. A otimização da proteção radiológica assenta na implementação de procedimentos ajustados de modo a que se assegure a dose de radiação estritamente necessária (menor possível) para obter a informação diagnóstica clinicamente relevante no cumprimento do princípio fundamental da proteção radiológica *As Low As Reasonable Achievable* (ALARA), por outro lado, a qualidade diagnóstica da imagem deve ser mantida (Goo, 2012).

A relação benefício-risco da exposição num exame de TC pode facilmente ser invertida se a prescrição do exame de TC não for devidamente justificada e se não se ajustar o processo de otimização. Contudo, a diminuição excessiva da dose e consequente perda de informação de diagnóstico não pode ocorrer sob o risco de exposições adicionais. Equiponderar esta relação implica uma coerência entre uma qualidade de imagem aceitável para o correto diagnóstico com a menor dose possível (R. A. C. Silva, 2014).

As auditorias clínicas internas e 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. (IAEA, 2012; Radiology, 2011). Este processo deve basear-se em *guidelines* e recomendações europeias como o relatório *Radiation Protection N<sup>o</sup>159* (RP 159) que especifica os detalhes e métodos de uma auditoria clínica (Commission, 2009).

#### 2.4.3. Princípio da limitação da dose

O princípio da limitação da dose estipula que todas as estratégias de redução da exposição devem ser desenvolvidas de modo que a acumulação das doses não exceda o limite estipulado. A República Portuguesa estipula os limites de dose tanto

para o público como para os trabalhadores (Tavares, 2013). Em situações de exposição planeadas, a soma das doses recebidas por um indivíduo não pode exceder os limites de dose estabelecidos para a exposição ocupacional ou para a exposição do público. Assim, o princípio da limitação de doses não se aplica às exposições médicas para diagnóstico (Portuguesa, 2018).

#### 2.4.4. Níveis de Referência de Diagnóstico

Em 2013, o Conselho de Ministros da União UE adotou a Legislação Europeia (Diretiva nº 2013/59/EURATOM) que fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição a radiações ionizantes, revogando as diretivas anteriores.

Atualmente, relativamente à Legislação Portuguesa, estabeleceu-se o Decreto-Lei nº108/2018, que entrará em vigor a 2 de Abril de 2019 e que revoga o Decreto-Lei n.º180/2002 designada por Diretiva Relativa às Exposições Médicas, em que no contexto da otimização da proteção radiológica, é obrigatório o estabelecimento de NRD (Carvalho, 2011).

Têm por definição *“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”* (Portuguesa, 2018).

São baseados no terceiro quartil de uma distribuição de doses médias para procedimentos específicos, medidas em diversos de serviços de imagiologia. A escolha do terceiro quartil foi uma puramente pragmática, que permitisse identificar 25% das situações que necessitam mais urgentemente de investigação. Se estes níveis forem sistematicamente excedidos, deve-se efetuar uma avaliação dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adotar medidas de correção. Contudo, exceder este nível não significa automaticamente que um exame é executado inadequadamente (Comission, 1999, 2018; C. McCollough et al., 2011).

Contudo, os NRD não devem ser utilizados como limites de dose. O objetivo do seu uso em TC é portanto, harmonizar as práticas e controlar o nível de otimização dos

procedimentos utilizados nesta técnica e garantir que a exposição é mantida a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível (ICRP, 2007).

Estipulou-se que os NRD são obtidos para um conjunto selecionado de exames mais comuns e representam níveis de investigação quantitativos que promovem a identificação de práticas potencialmente inadequadas em TC, onde uma redução da dose é mais urgente. São expressos em dois parâmetros, anteriormente referidos, que procuram caracterizar a dose administrada por esta técnica:  $CTDI_{vol}$  e DLP (Comission, 1999; C. McCollough et al., 2011).

Cabe ao Ministério da Saúde desenvolver ações na área da proteção radiológica e à Direção Geral da Saúde a promoção e coordenação das medidas destinadas a assegurar em território nacional a proteção de pessoas e bens expostos, direta ou indiretamente, a radiação ionizante. É ainda relevante que o equipamento de TC utilizado informe a dose de radiação a ser utilizada durante o procedimento. Deste modo, é importante que os equipamentos sejam controlados e os níveis de radiação devem ser vigiados conforme a periodicidade fixada no processo de licenciamento (C. I. M. da Silva, 2010).

#### 2.4.3.1. Qualidade de imagem

A qualidade da imagem é um conceito de grande importância para a avaliação de qualquer sistema imagiológico, e está relacionada com o grau de exatidão com que um sistema reproduz a imagem de um objeto (J. S. S. Silva, 2005).

Fundamentalmente, a qualidade da imagem na TC, como todas as imagens médicas, depende de quatro parâmetros físicos: contraste da imagem, resolução espacial, ruído da imagem e artefactos. Estes parâmetros são mensuráveis utilizando fantomas adequados, estas medições devem ser realizadas regularmente, a fim de garantir o controlo de qualidade do equipamento (Goldman, 2008).

A avaliação da qualidade de imagem pode ser feita de forma objetiva ou subjetiva. A análise objetiva avalia os parâmetros físicos da imagem anteriormente referidos. A avaliação subjetiva é psicofísica uma vez que baseia em classificadores humanos que avaliam a visibilidade de estruturas anatómicas e deteção de lesões.

A otimização do diagnóstico em radiologia requer métodos precisos para a determinação da dose absorvida do doente e da qualidade da imagem clínica. Um método simples de quantificar as opiniões subjetivas é o *Visual Grading Analysis* (VGA) que tem como base os critérios de imagem do documento “*European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*”. 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 com as outras. Assim, uma pontuação calculada a partir dos resultados desta análise permite uma avaliação estatística das diferenças (Verdun et al., 2015).

O método *Visual Grading Characteristic* (VGC) permite a análise dos dados obtidos pelos estudos VGA, através de metodologia semelhante as curvas *Receiver Operator Characteristic* (ROC). Estas curvas fornecem um “nível de confiança crítico” que permite distinguir imagens nominalmente positivas de imagens nominalmente negativas, o que possibilita diferentes combinações de sensibilidade e especificidade (Kowalik-Urbaniak et al., 2014)

Assim, a variabilidade das práticas e dos protocolos técnicos utilizados em TC é objeto de discussão na comunidade científica e clínica, de onde têm surgido linhas orientadoras relativamente a critérios de qualidade das imagens adquiridas e NRD, sendo difícil estabelecer a dose mínima necessária para a realização de qualquer procedimento. 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) (E. Vano et al, 2016).



### Capítulo III - Material e Métodos

O presente estudo foi realizado em quatro polos pertencentes a uma Instituição de saúde privada, da zona centro de Portugal. Foi obtida autorização (Anexo II) para a execução do estudo que exclui 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).

Este estudo foi subdividido em quatro fases:

- Fase 1: Caracterização dos equipamentos de TC;
- Fase 2: Cálculo de NRD por polo e respetiva informação clínica por polo;
- Fase 3: Avaliação objetiva da qualidade da imagem;
- Fase 4: Comparação de valores obtidos e proposta de harmonização de procedimentos.

#### 3.1. Caraterização dos equipamentos de TC

A investigação incidiu em quatro equipamentos de TC distintos, tendo como principais características as descritas na tabela 1:

*Tabela 1 - Caracterização dos diferentes equipamentos de TC utilizados no estudo.*

Modelo	Ano de fabrico	Ano de instalação	Data do último controlo de qualidade
<i>LightSpeed Plus</i> , 4 detetores, do fabricante GE	2001	2009	Janeiro de 2018
<i>Siemens SOMATOM Emotion</i> , 6 detetores	2005	2014	Outubro de 2018
<i>Toshiba Astelion</i> , 16 detetores	2014	2015	Agosto de 2016
<i>Evolution EVO</i> , 64 detetores, do fabricante GE	2018	2018	Outubro de 2018

Antes de proceder à recolha de dados foi necessário garantir que o controlo de qualidade dos equipamentos estava atualizado e que estes se encontravam em ótimas condições de calibração.

### 3.2. Cálculo de NRD por polo e respetiva informação clínica por polo

De modo a cumprir os requisitos de padronização foram somente incluídos os doentes que correspondiam ao modelo de doente-padrão (peso entre 60-80kg e altura entre 1,60-1,80m)(NRD Portugal). Para cada doente foi registada a região anatómica em estudo, número de identificação interno, o género, idade (anos), peso (kg), altura (m) e informação clínica. Em cada procedimento foi obtida uma amostra representativa de pelo menos 10 doentes.

Foram também registados os seguintes parâmetros de exposição: tensão da ampola (kV), corrente da ampola (mA), espessura de corte (mm), se foi utilizada modulação da corrente da ampola (mA), existência/utilização de reconstrução iterativa,  $CTDI_{vol}$  (mGy), DLP (mGy.cm) e se foi utilizada proteção radiológica durante o procedimento. Os valores dos descritores de dose,  $CTDI_{vol}$  e DLP, foram obtidos através da consulta do relatório de dose gerado automaticamente para cada exame de TC, fornecido pelo equipamento no final de cada exame. Estes dados foram registados numa tabela que se encontra anexada a este trabalho (Anexo I).

A recolha de dados decorreu de Outubro de 2018 a Janeiro de 2019, tendo culminado com criação de NRD por cada polo e NRD locais da instituição para os procedimentos em estudo. A informação recolhida foi organizada em *Microsoft Excel* e para o tratamento estatístico foi elaborada uma base de dados do *programa Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS v.23). Deste modo, procedeu-se à criação de NRD por cada polo e NRD locais da instituição em estudo pelo cálculo do Percentil 75 (P75) dos descritores de dose,  $CTDI_{vol}$  e DLP.

### 3.3. Avaliação objetiva da qualidade da imagem

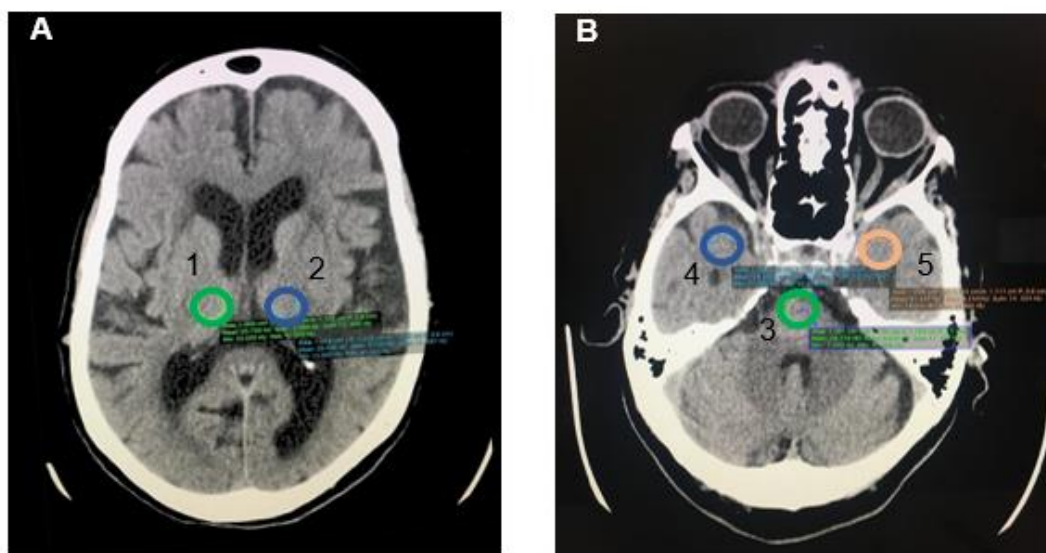
Após a recolha de valores de dose e respetiva informação clínica, efetuou-se a avaliação da qualidade de imagem de forma objetiva. Para isso, procedeu-se à

seleção aleatória, de entre os procedimentos em estudo de, cinco exames de TC crânio-encefálicos (CE) e cinco exames de TC lombar, para cada polo.

Foram utilizadas *Region of Interest* (através da criação de ROI's de 1cm<sup>2</sup>), 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. (Nogueira, 2016)

Para a realização da avaliação objetiva para TC CE e TC coluna lombar foram selecionados 40 exames, sendo 10 exames por polo e 5 exames de TC CE e 5 de TC coluna lombar, o que culminou num total de 180 ROI's.

Relativamente à TC CE foram definidas 2 ROI's na região supra-tentorial (tálamo direito e esquerdo (figura 11 A) e 3 na região infra-tentorial (ângulo ponto-cerebeloso e lobos temporal direito e esquerdo) (figura 11 B).



*Figura 11 - 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).

Relativamente à TC de coluna lombar foram definidas 2 ROI's nos discos intervertebrais ao nível de L3-L4 (figura 12 A e B) e 2 ROI's nos corpos vertebrais ao nível de L3 (figura 12 C e D).

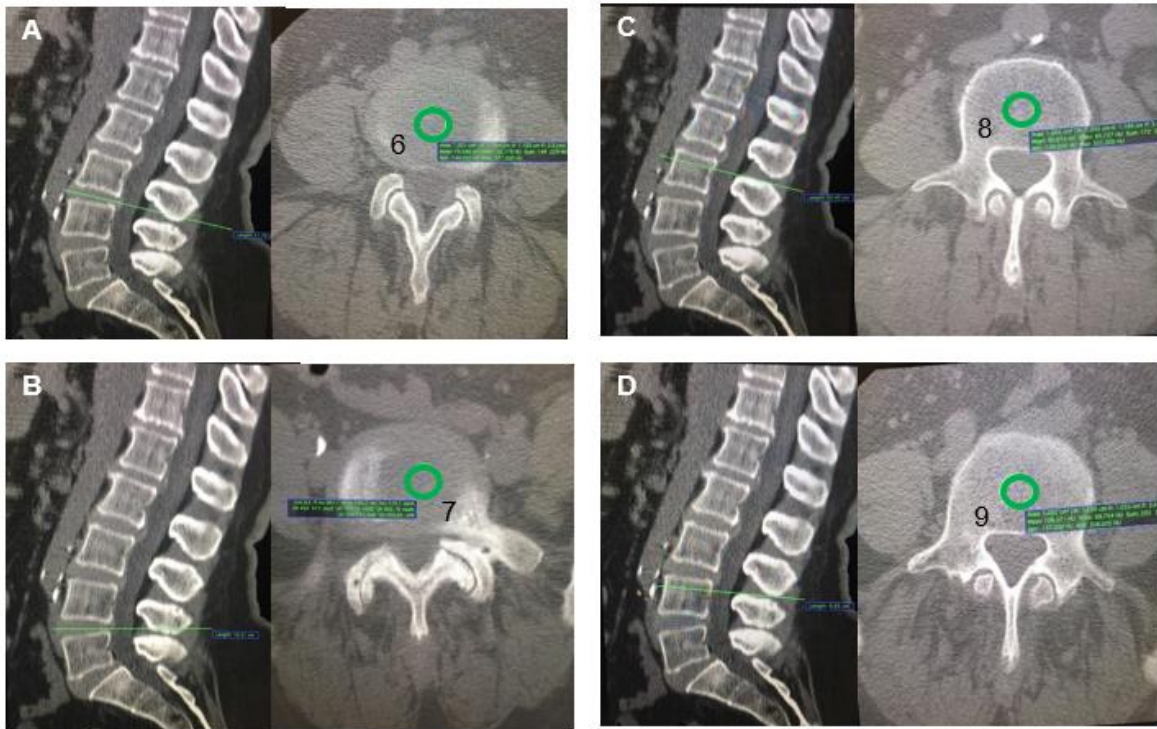


Figura 12 - Identificação das ROI's utilizadas na avaliação objetiva da qualidade de imagem de TC de coluna lombar.

(A) disco intervertebral L3-L4 (6); (B) disco intervertebral L4-L5 (7); (C) disco vertebral L3 (8); (D) disco vertebral L4 (9).

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.

## Capítulo IV - Resultados

A organização dos resultados deste trabalho é apresentada pela ordem das fases anteriormente referidas, excluindo a fase 1 que consiste na caracterização dos equipamentos.

### 4.1. Cálculo de NRD e análise da respetiva informação clínica por polo

Nesta fase foram recolhidos dados relativos a N=255 doentes no total dos quatro polos selecionados, sendo 169 (66,3%) do género feminino e 86 (33,7%) do género masculino. Estes apresentavam uma média de idade de aproximadamente 57 anos, sendo a idade mínima 18 anos e máxima 94 anos. Não foram incluídos neste estudo exames com recurso a administração de contraste iodado intravenoso.

Dos 255 doentes considerados, foram excluídos 154 por não corresponderem às características de doente-padrão consideradas. Assim, foram apenas considerados 101 doentes, sendo 58 que realizaram TC CE e 43 TC coluna lombar.

Da análise dos dados recolhidos foi também possível averiguar as informações clínicas por região anatómica para os quatro polos. Para TC CE as informações clínicas mais frequentes são cefaleias (38,4%), seguidas de alterações de memória, défice cognitivo e demência (21,6%), e ainda outras informações clínicas (12%). Já para TC coluna lombar as informações clínicas mais frequentes são lombalgia e lombociatalgia (93,1%), traumatismo lombar (4,6%) e ainda alterações de marcha e lipotimia (2,3%).

A tabela seguinte apresenta os fatores de exposição dos procedimentos realizados para os quatro polos considerados.

Tabela 2 - Resumo dos fatores de exposição utilizados nos procedimentos selecionados, para os quatro polos em estudo.

Polos	Protocolo rotina	Tensão da ampola (kV)	Corrente da ampola (mA)	Espessura de corte (mm)	Reconstrução iterativa
1	TC CE	120	180 <sup>1</sup>	2,5 <sup>1</sup>	Não
	TC coluna lombar	140	241 <sup>2</sup>	5 <sup>2</sup>	
2	TC CE	130	Mod. mA (máx. 300mA)	3 <sup>1</sup>	Não
	TC coluna lombar	130	Mod. mA (máx. 300mA)	6 <sup>2</sup>	
3	TC CE	120	Mod. mA (máx. 300mA)	2,5 <sup>1</sup>	Sim
	TC coluna lombar	120	Mod. mA (máx. 300mA)	5 <sup>2</sup>	
4	TC CE	120	220 <sup>1</sup>	2 <sup>1</sup>	Não
	TC coluna lombar	120	170 <sup>2</sup>	4 <sup>2</sup>	
	TC coluna lombar	120	Mod. mA (máx. 300mA)	3	

<sup>1</sup>- infra-tentorial; <sup>2</sup>- supra-tentorial

Relativamente aos protocolos referidos para TC CE importa destacar a realização da aquisição em modo axial, transversal a todos os polos, composta por duas ranges distintas (uma infra-tentorial e outra supra-tentorial), ambas com orientação supra-orbitomeatal. Para obter a orientação das ranges pretendida e aplicada a inclinação da *gantry* necessária. Assim, previamente é realizado um topograma de perfil e o doente encontra-se na posição de decúbito dorsal e *head first*. O valor de corrente na ampola utilizado no polo 1 e 4 é o pré-selecionado e não varia ao longo procedimentos, contudo para o polo 2 e 3 é obtido através de modulação da corrente, com valor máximo pré-definido de 300mA.

Para TC coluna lombar, 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. O valor de corrente na ampola é obtido através de modulação da corrente, com valor máximo pré-definido de 300mA.

Ainda de referir que o polo 4 possui capacidade de realizar reconstrução iterativa, sendo espectável uma redução da exposição sem comprometimento da qualidade de imagem (Nogueira, 2016).

Esta fase do estudo culminou com a criação de NRD por polo e NRD locais da instituição para os procedimentos considerados, sendo estes exibidos na tabela 3.

Tabela 3 - NRD obtidos por polo e NRD locais da instituição, para P50 e P75.

Procedimento	Descritores de dose	Parâmetros estatísticos	1	2	3	4
TC CE	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	Média (± DP)	93,61*(±2,38)	62,13* (±3,30)	20,79*(±13,00)	75,00(±0,00)
		P50	94	62	17	75
		P75	95	65	25	75
	DLP (mGy.cm)	Média (± DP)	1256,29*(±245,02)	1056,11(±133,27)	690,76*(±36,46)	1009,54(±80,70)
		P50	1302	1016	692	1123
		P75	1356	1110	707	1190
TC coluna lombar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	Média (± DP)	44,95*(±8,76)	23,00(±6,09)	20,79(±13,00)	21,17(±3,72)
		P50	47	21	17	19
		P75	52	65	25	22
	DLP (mGy.cm)	Média (± DP)	1230,85*(±237,34)	600,93(±166,89)	522,44(±313,77)	620,99(±127,73)
		P50	1256	572	431	595
		P75	1389	292	571	618

\* p≤0,05;

DP = Desvio-Padrão

Esta fase culminou com a análise estatística comparativa dos descritores de dose CTDI<sub>vol</sub> e DLP entre cada polo, para cada região anatômica. Esta análise passou pela realização do teste *One-Way ANOVA*, e posterior seleção do teste *Student-Newman-Keuls*, realizado quando há diferenças significativas entre médias, onde foi possível verificar que para TC CE existem diferenças estatisticamente significativas para o descritor CTDI<sub>vol</sub>, contudo para o descritor DLP apenas o polo 1 e 3 apresentam

diferenças estatisticamente significativas. Já para TC coluna lombar, foi possível verificar que para ambos os descritores, apenas o polo 1 apresenta diferenças estatisticamente significativas.

#### 4.2. Avaliação objetiva da qualidade de imagem

A primeira fase estatística passou pela realização do teste *One-Way ANOVA*, e posterior seleção do teste *Student-Newman-Keuls*, onde se estabeleceu a análise comparativa da região supra-tentorial com a região infra-tentorial e ainda a análise entre a região do disco intervertebral (disco) e a região do corpo vertebral (osso), para os quatro polos.

As medidas de sinal (média dos UH) e do ruído (média do desvio padrão (SD) das UH) para TC CE e TC coluna lombar, para os quatro polos, são apresentadas na tabela 4.

Tabela 4 - Análise dos valores de sinal e ruído obtidos pelas ROI's definidas para TC CE e TC coluna lombar, para cada polo em estudo.

	Região	Descritores	1	2	3	4
TC CE	Supra-tentorial	Sinal ( $\pm$ SD)	28,47( $\pm$ 1,34)	33,10( $\pm$ 2,04)	30,69*( $\pm$ 2,43)	31( $\pm$ 3,73)
		Ruído ( $\pm$ SD)	4,15( $\pm$ 0,99)	3,95( $\pm$ 1,02)	4,23( $\pm$ 0,79)	4,71( $\pm$ 1,45)
	Infra-tentorial	Sinal ( $\pm$ SD)	27,33*( $\pm$ 1,54)	34,39*( $\pm$ 1,87)	30,82*( $\pm$ 2,49)	32,75*( $\pm$ 4,49)
		Ruído ( $\pm$ SD)	4,89( $\pm$ 1,09)	5,43( $\pm$ 0,96)	4,83( $\pm$ 1,88)	4,89( $\pm$ 0,99)
TC Coluna Lombar	Disco	Sinal ( $\pm$ SD)	79,59( $\pm$ 6,12)	86,19( $\pm$ 9,49)	94,40( $\pm$ 44,11)	105,89( $\pm$ 12,03)
		Ruído ( $\pm$ SD)	46,37( $\pm$ 6,57)	33,01*( $\pm$ 17,27)	59,31( $\pm$ 17,89)	63,90*( $\pm$ 15,54)
	Osso	Sinal ( $\pm$ SD)	106,56*(17,70)	142,11(26,25)	137,02( $\pm$ 66,47)	165,45*( $\pm$ 58,36)
		Ruído ( $\pm$ SD)	77,64( $\pm$ 9,43)	49,58*( $\pm$ 21,28)	80,80( $\pm$ 11,31)	75,15( $\pm$ 14)

\*  $p \leq 0,05$

Dos dados apresentados na tabela anterior, na TC CE para a região supra-tentorial, em termos de sinal pode afirmar-se que existem apenas diferenças significativas entre o polo 3 e os restantes polos. Já em termos de ruído não há diferenças entre os polos.

Para a região infra-tentorial, em termos de sinal, o polo 1 apresenta diferenças estatisticamente significativas em relação aos restantes polos, como seria de esperar uma vez que é o polo que apresenta valores de dose mais elevados. Já o polo 2 apresenta diferenças relativas ao polo 3 e 4. De realçar que para os valores de ruído apresentados, apenas o polo 2 demonstra diferenças relativamente aos restantes polos.

Dos dados apresentados para TC coluna lombar, é possível verificar que para a região do disco não existem diferenças entre os quatro polos, para os valores de sinal. Já em termos de valores apresentados para o ruído, é possível verificar que se destaca o polo 2 e 4 com diferenças estatisticamente significativas.

Para a região do corpo vertebral (osso), em termos de sinal, pode afirmar-se que existem diferenças entre o polo 1 e 4. Contudo, para os valores de ruído, o polo 2 destaca-se com diferenças estatisticamente significativas em relação aos restantes três polos.

## Capítulo V - Discussão

### 5.1. Cálculo de NRD por polo e respetiva informação clínica por polo

Os exames selecionados neste estudo, de acordo com a sua frequência de realização, estão incluídos no TOP 20 dos exames mais realizados a nível Europeu, segundo o relatório RP 154 (Commission, 2008).

Da análise da tabela 5 é possível verificar que de um modo geral, os NRD obtidos por polo se encontram equiparados aos valores obtidos por outras investigações e em *guidelines* internacionais, inclusive comparativamente aos valores obtidos em Portugal.

Contudo, verifica-se que o polo 1 obteve valores acima dos obtidos nos outros polos e em comparação com outras investigações, contrariamente ao que seria esperado.

*Tabela 5 - Comparação dos NRD obtidos por polo, com outros estudos e guidelines internacionais, em termos de P75 do CTDI<sub>vol</sub> e DLP, por região anatómica.*

Procedimento	Descritor de dose	Polos				Reino Unido (Shrimpton et al, 2011)	Irlanda (Foley et al, 2012)	Holanda (van der Molen et al, 2013)	Portugal (J. Santos et al, 2014)	DDM2 (Commission, 2014)
		1	2	3	4					
TC CE	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	95	65	44	75	60	58.46	-	75	60
	DLP (mGy.cm)	1356	1110	707	1190	970	940	935.6	1010	1000
TC coluna lombar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	52	26	25	22	-	-	-	38	35
	DLP (mGy.cm)	1389	692	571	618	-	-	405.5	845	500

Relativamente aos estudos apresentados, é importante referir que os NRD obtidos para o Reino Unido (Shrimpton et al., 2014) e para a Holanda (van der Molen et al., 2013) são referentes a informações clínicas específicas. No Reino Unido foi considerado para TC CE os exames com informação clínica de Acidente Vascular

Cerebral (AVC) agudo. Para a Holanda o protocolo de TC CE foi aplicado em situações de hemorragia e TC coluna lombar em situações de rotina.

Dos NRD obtidos para o procedimento TC CE, para o polo 1, ambos os descritores de dose,  $CTDI_{vol}$  e DLP encontram-se superiores aos estudos comparativos, tornando-se essencial uma revisão do protocolo e prática associada. Para o mesmo procedimento, relativamente ao descritor  $CTDI_{vol}$ , no polo 2, 3 e 4, é possível afirmar que os valores obtidos são equiparados aos valores dos estudos comparativos. Os valores obtidos para o descritor DLP no polo 2 e 4 apresentam valores superiores aos outros estudos, contudo o valor do polo 3 é inferior.

No que se refere aos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP obtidos para o exame de TC coluna lombar, para o polo 1, estão acima dos estudos de referência, o que significa que é necessário uma otimização do protocolo. Já para os valores de  $CTDI_{vol}$  dos restantes polos, constata-se que são inferiores aos outros estudos considerados, contudo os valores de DLP são inferiores aos considerados em Portugal, mas superiores aos valores dos outros estudos comparativos.

## 5.2. Avaliação objetiva da qualidade de imagem

Avaliando os valores obtidos pela avaliação objetiva, considera-se que há diferenças significativas entre polos, exceto para TC CE, na região supra-tentorial, verifica-se que não há diferenças para os valores de ruído, o que significa que existe espaço para uma otimização de protocolos com objetivo da diminuição dos valores de exposição à radiação, com impacto mínimo na qualidade diagnóstica. Já para TC coluna lombar, foram detetadas diferenças significativas entre os quatro polos.

Segundo um estudo efetuado por *Zarb et al, 2010*, o valor de referência para o ruído é de  $\pm 4UH$ . De acordo com os valores obtidos, o valor de ruído é superior para a região infra-tentorial, no polo 4.

Em termos práticos, diminuir a corrente e a tensão, aumenta o ruído da imagem, contudo reduz a dose no doente. Assim, uma redução de 50% na corrente produz um aumento de 40% no ruído, mas permite uma redução da dose em 50%. É relevante referir que uma imagem com demasiado ruído pode interferir na interpretação diagnóstica, contudo é importante que haja sensibilidade para doses otimizadas, ao invés de imagens com alta qualidade. Deste modo, deve haver ponderação entre ambos os fatores (*Zarb et al., 2010*).

### 5.3. Comparação de valores obtidos e proposta de harmonização de procedimentos

Para uma correta harmonização de protocolos em estudo, é necessário rever as práticas realizadas e comparar os valores obtidos e dar relevância ao principal objetivo da otimização de protocolos: não é obter uma imagem com elevada qualidade técnica, mas gerar uma imagem diagnóstica aplicando a menor dose possível.

Assim, segundo a *AAPM, 2016*, para TC CE, a aquisição em modo axial ou helicoidal é equivalente em termos de qualidade de imagem, contudo equipamentos com menos de 16 detetores, aquando da aquisição em modo axial, proporcionam menos artefactos relativamente ao modo de aquisição helicoidal. Segundo *Trattner et al., 2014*, uma adequada angulação da *gantry* pode reduzir a dose no cristalino até 87%, sendo esta prática aplicada aos quatro polos em estudo.

Sabendo que a TC constitui o exame de primeira linha na avaliação das estruturas ósseas da coluna vertebral. Uma das estratégias de redução de dose para o procedimento de TC de coluna lombar passa pela utilização de modulação da corrente da ampola. 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 doente, reduzindo as possibilidades de movimento (*Tins, 2010*). Aquando da comparação com o presente estudo, é possível afirmar que todos os polos realizam esta prática. No entanto considerando os valores de DLP obtidos será necessário avaliar os comprimentos de *range* utilizados, sobretudo no polo 1.

Relativamente a medidas de proteção radiológica para os dois procedimentos verificou-se ser necessário uma revisão das práticas através da implementação de proteção radiológica para os dois procedimentos. No procedimento de TC CE, a manutenção da inclinação das *ranges* segundo a orientação supra-orbitomeatal, contribui também para a diminuição da radiação no cristalino e para a proteção radiológica do doente, no entanto esta hipótese poderá não agradar aos médicos Neurorradiologistas considerando o possível impacto na anatomia de corte representada.

Os fatores técnicos para os protocolos padrão são, normalmente, recomendados pelo fabricante dos equipamentos e privilegiam a obtenção da melhor qualidade de imagem, a fim de satisfazer os mais altos critérios de diagnóstico. Assim dificuldades

de otimização também estão associadas as características intrínsecas do equipamento. Segundo Dougeni et al., 2012, um equipamento de TC de 4 detetores apresenta uma dose de radiação significativamente maior em comparação com um de 16 detetores, em técnicas idênticas.

Outro parâmetro a ter em conta é o fabricante do equipamento, um estudo que comparou valores de dose entre os principais fabricantes de equipamentos TC de 16 linhas de detetores, a GE foi o fabricante que apresentou valores mais elevados de  $CTDI_{vol}$  para a maioria dos exames considerados (J. Santos et al., 2014).

Assim, é importante ter em conta que o processo de harmonização de protocolos neste trabalho teve em consideração o facto dos quatro polos possuírem equipamentos de diferentes marcas e tecnologias.

#### 5.4. Possíveis medidas de otimização

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). Contudo, protocolos aceites pela AAPM sugerem a realização da aquisição numa range única com uma espessura máxima de corte de 5mm (AAPM, 2016). Relativamente aos quatro polos, para TC CE, uma das possíveis medidas seria a realização da aquisição numa range única, uma vez que uma diminuição do tamanho da range, irá consequentemente diminuir a dose de radiação. Outra estratégia de otimização que poderá ser aplicada no polo 1 e 4 é a modulação da corrente da ampola, uma vez que para a região anatómica de crânio há estruturas com diferentes densidades, analisando sempre a diferenciação dos tecidos e o nível de ruído obtido nas imagens. Este processo de otimização deve ter em conta a tecnologia do equipamento associado.

De realçar que a aplicação da angulação da *gantry* segundo a orientação supra-orbitomeatal é um procedimento de rotina para os quatro polos que deve ser mantido.

Para o procedimento de TC coluna lombar, uma das estratégias de redução de dose é a utilização de modulação da corrente da ampola, sendo esta prática transversal aos quatro polos em estudo, pelo que deve ser conservada.

De acordo com as *guidelines* europeias, a espessura de corte para TC coluna lombar pode variar entre 2 e 5 mm (Commission, 2004). Verificou-se que para o polo 3 seria

importante uma avaliação da espessura de corte, de modo a obter um compromisso entre a acuidade diagnóstica e a dose de radiação, uma vez que a espessura utilizada é de 1.25 mm.

Num estudo realizado por *Tins, 2010*, o protocolo modelo apresentado para TC coluna lombar, tendo em conta um equipamento de 4 cortes, são sugeridos 140kV de tensão de ampola, pelo que para o polo 1, a tensão deverá ser mantida de modo a manter a especificidade diagnóstica. Relativamente a um equipamento de 16 e 64 cortes, utilizados no polo 3 e 4, respetivamente, obteve-se uma tensão de ampola de 120kV, o que corresponde aos protocolos modelo apresentados por *Tins, 2010*, pelo que estas práticas devem ser conservadas (*Tins, 2010*).

Tendo em conta que o comprimento da range de aquisição deve ser focalizado a região de interesse e direcionado à informação clínica, o processo de otimização para TC coluna lombar deve passar pela redução da range de aquisição para D12-S1 (*Trattner et al., 2014*). Seria importante que esta prática, transversal aos quatro polos, fosse adotada por todos os Técnicos de Radiologia, de modo a obtermos uma redução de dose, e conseqüentemente otimização do valor de DLP.

As medidas referidas deverão ser analisadas pelas equipas multidisciplinares que integram os serviços dos quatro polos, de modo a obter uma redução da exposição à radiação e do mesmo modo assegurar a qualidade de imagem diagnóstica.



## Capítulo VI - Limitações do estudo

Durante o desenvolvimento deste trabalho surgiram limitações, que devem ser tidas em conta. O processo de recolha de dados foi realizado em quatro Serviços de Imagiologia, o que resultou nalguma dificuldade na recolha de dados devido ao elevado número de polos e profissionais envolvidos na realização dos procedimentos.

Um fator importante, também já referido anteriormente, é o facto dos quatro polos possuírem equipamentos de diferentes marcas e tecnologias, com distintos anos de fabrico e de instalação, dificultando a comparação dos parâmetros de exposição e valores de dose obtidos.

Relativamente à obtenção de NRD por informação clínica, esta não foi possível uma vez que não existe uma codificação implementada para cada indicação clínica e o número de doentes por cada informação clínica demonstrou-se insuficiente.

De referir ainda que é difícil aferir se as várias equipas multidisciplinares envolvidas possuem o mesmo conceito de imagem diagnóstica, o que conseqüentemente dificulta o processo de harmonização de procedimentos. O facto de na instituição em estudo existir uma elevada rotatividade de médicos neurorradiologistas, alguns em permanência e outros em Telediagnóstico, dificulta a implementação de protocolos harmonizados.

## Conclusão

Foram estabelecidos NRD para cada um dos polos para os exames de TC CE e de coluna lombar descritos em CTDI e DLP. Procedeu-se à análise comparativa destes com as *guidelines* europeias e recomendações internacionais. Foi possível verificar que os valores do polo 1 se apresentavam superiores e os restantes polos que apresentavam valores semelhantes entre si. Para os procedimentos em análise, foram detetadas diferenças estatisticamente significativas nos descritores de dose obtidos. Deste modo, procedeu-se à avaliação objetiva da qualidade da imagem para verificar as variações de sinal e ruído. Os valores obtidos indicam espaço para otimização uma vez que os procedimentos com valores mais elevados de exposição não são na maioria os que possuem maior valor de sinal e ruído. Conclui-se que seria relevante uma revisão dos procedimentos, de modo a obter diminuição dos valores de dose conciliando sempre o impacto mínimo na qualidade da imagem.

Os polos em estudo passarão a ter acesso ao valor do seu NRD local, mas também ao valor do P50, contribuindo para que em condições clínicas específicas se possam implementar medidas de otimização mais eficientes atingindo assim um equilíbrio em a dose e a qualidade de imagem.

É de salientar que processo de harmonização de protocolos deve ser multidisciplinar com responsabilidades no cuidado do doente, passando pelo técnico de radiologia que realiza o exame até ao médico que o relata. A adaptação a todo este processo é essencial para alcançar a redução de dose, contudo deve ser realizada em equipa considerando todos os polos em estudo promovendo a harmonização das boas práticas nesta instituição.

## Bibliografia

- AAPM. (2016). *Adult Routine Head CT Protocols Version 2.0*. Retrieved from <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineHeadCT.pdf>
- Alonso, T. C., Mourão, A. P., & Silva, P. C. S. T. A. (2015). Parâmetros Relacionados À Qualidade Da Imagem Em Tomografia Computadorizada. Retrieved from <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/IRPA2015TRABALHOCOMPLETOVF.pdf>
- Alzimami, K. (2014). Assessment of Radiation doses to Paediatric Patients in Computed Tomography Procedures. *Polish Journal of Radiology*, 79, 344–348. <http://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://www.arsnorte.min-saude.pt/wp-content/uploads/sites/3/2018/01/Documento\\_Guia\\_Analise\\_Projectos.pdf](http://www.arsnorte.min-saude.pt/wp-content/uploads/sites/3/2018/01/Documento_Guia_Analise_Projectos.pdf)
- Arthurs, O. J., Yates, S. J., Set, P. A. K., Gibbons, D. A., & Dixon, A. K. (2009). Evaluation of image quality and radiation dose in adolescent thoracic imaging: 64-slice is preferable to 16-slice multislice CT. *British Journal of Radiology*, 82(974), 157–161. <http://doi.org/10.1259/bjr/52970138>
- Assembly, G. (2017). *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2017 Report*. Retrieved from [http://www.unscear.org/docs/publications/2017/UNSCEAR\\_2017\\_Report.pdf](http://www.unscear.org/docs/publications/2017/UNSCEAR_2017_Report.pdf)
- Augusto, F. M. (2009). *Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada*. Retrieved from [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/43/087/43087946.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/087/43087946.pdf)
- Baxter, R., Hastings, N., Law, A., & Glass, E. J. . (2008). *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Animal Genetics* (Vol. 39).
- Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22), 2277–2284.

<http://doi.org/10.1056/NEJMra072149>

Carvalho, M. de F. M. N. M. V. de. (2011). *Protecção Radiológica do Doente em Tomografia Computorizada*. Retrieved from <https://run.unl.pt/bitstream/10362/6866/3/RUN> - Dissertação de Mestrado - Maria Vaz de Carvalho.pdf

Comission, E. (1999). *European Guidelines on quality criteria for computed tomography - EUR16262*. Retrieved from <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>

Comission, E. (2012). *Radiation Protection N° 162 - Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*. Luxembourg. Retrieved from <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/162.pdf>

Comission, E. (2018). *Protection Radiation N° 185 - European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging*. Retrieved from [https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/rp\\_185.pdf](https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/rp_185.pdf)

Commission, E. (2004). *European Guidelines on Quality Criteria for Multislice Computed Tomography*. Commission, European. Retrieved from <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>

Commission, E. (2008). *Radiation Protection 154 - European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures* (Vol. 203). Luxembourg. Retrieved from [http://ddmed.eu/\\_media/background\\_of\\_ddm1:rp154.pdf](http://ddmed.eu/_media/background_of_ddm1:rp154.pdf)

Commission, E. (2009). *Radiation Protection N° 159 European Commission guidelines on clinical audit for medical radiological practices (diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy)*. *Radiation Protection*. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781483283692500075> \n<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781483283692500075>

Commission, E. (2014). *Radiation Protection N° 180 Medical Radiation Exposure of the European Population (Part 1/2)*. European Union. Luxembourg. Retrieved from <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180.pdf>

Commission, E. (2015). *Radiation Protection N° 180 Medical Radiation Exposure of the*

- European Population (Part 1/2)*. Luxembourg. Retrieved from <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180web.pdf>
- Coutinho, A. M. M. (2018). *Dose e Qualidade da Imagem em Tomografia Computorizada*. Lisboa. Retrieved from [file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/Dissertação \(1\).pdf](file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/Dissertação%20(1).pdf)
- 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. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.05.025>
- E. Vano, D.L. Miller, C.J. Martin, M. M. Rehani, K. Kang, M. Rosenstein, P. Ortiz. S. Mattsson, R. Padovani, A. R. (2016). *Annals of the ICRP - Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*. *Annals of the ICRP*. Retrieved from [http://www.icrp.org/docs/C3WPDRLDraftForPublicConsultation\(011116\).pdf](http://www.icrp.org/docs/C3WPDRLDraftForPublicConsultation(011116).pdf)
- Engel-Hills, P. (2006). Radiation protection in medical imaging. *Radiography*, 12(2), 153–160. <http://doi.org/10.1016/j.radi.2005.04.008>
- Faria, D. A. B. (2013). *Segmentação, Reconstrução e Quantificação 3D de Estruturas em Imagens Médicas – Aplicação em Imagem Funcional e Metabólica*. Retrieved from [file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/Tese\\_MEB\\_DIOGOFARIA-ALUNO\\_200403718.pdf](file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/Tese_MEB_DIOGOFARIA-ALUNO_200403718.pdf)
- Finatto, J. D., Froner, A. P., Pimentel, J., & Silva, A. M. (2015). Estudo comparativo de descritor de dose em exames pediátricos de tomografia computadorizada, (May). <http://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1A.126>
- Foley, S. J., Mcintee, M. F., & Rainford, L. A. (2012). Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *British Journal of Radiology*, 85(1018), 1390–1397. <http://doi.org/10.1259/bjr/15839549>
- Geyer, L. L., Schoepf, U. J., Meinel, F. G., Nance, J. W., Bastarrika, G., Leipsic, J. A., ... De Cecco, C. N. (2015). State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*, 276(2), 339–357. <http://doi.org/10.1148/radiol.2015132766>
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4), 213–225.

<http://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>

Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2), 57–68. <http://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. <http://doi.org/10.3348/kjr.2012.13.1.1>

Greffier, J., Fernandez, A., Macri, F., Freitag, C., Metge, L., & Beregi, J. P. (2013). Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 94(11), 1117–1121. <http://doi.org/10.1016/j.diii.2013.03.008>

IAEA, & W. (2012). *Bonn Call For Action: 10 Actions to Improve Radiation Protection in Medicine in the Next Decade*. Retrieved from <https://www.iaea.org/sites/default/files/17/12/bonn-call-for-action.pdf>

ICRP. (2007). *Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection*. Retrieved from [http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_37\\_2-4](http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4)

Jeong, W. K., Baek, J. H., Jung, S. E., Do, K. H., Yong, H. S., Kim, M. J., ... Choi, J. A. (2016). Imaging guidelines for enhancing justifications for radiologic studies. *Journal of Korean Medical Science*, 31, S38–S44. <http://doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S38>

Kowalik-Urbaniak, I., Brunet, D., Wang, J., Koff, D., Smolarski-Koff, N., Vrscay, E. R., ... Wang, Z. (2014). The quest for “diagnostically lossless” medical image compression: a comparative study of objective quality metrics for compressed medical images, (February), 903717. <http://doi.org/10.1117/12.2043196>

Mano, S. M. V. M. da C. (2018). *Cálculos Dosimétricos em exames de Tomografia Computorizada ao crânio*. Retrieved from <https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/8851/1/Dissertação.pdf>

Martino, S., Reid, J., & Odle, T. G. (2008). *Computed Tomography in the 21st Century Changing Practice for Medical Imaging and Radiation Therapy Professionals*. *Society*. Retrieved from

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download;jsessionid=B7116853C91F7AFCE774484123E90FC8?doi=10.1.1.668.4611&rep=rep1&type=pdf>

Mayo-Smith, William W.; Hara, Amy K.; Mahesh, Mahadevappa; Sahani, Dushyant V; Pavlicek, W. (2014). How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Journal of the Geological Society of Australia*, 273(7-8), 461–464.  
<http://doi.org/10.1080/00167617708729005>

McCollough, 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.  
<http://doi.org/10.1016/j.jacr.2011.03.014>

McCollough, C. H. (2006). CT Dose Reduction and Dose Management Tools, 503–513. Retrieved from <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.262055138>

Medeiros, J. (2009). *Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada - Optimização dos protocolos de crânio*. Retrieved from [https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/12125/1/Dose versus Qualidade de Imagem em TC - João Medeiros.pdf](https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/12125/1/Dose%20versus%20Qualidade%20de%20Imagem%20em%20TC%20-%20Jo%C3%A3o%20Medeiros.pdf)

Nogueira, F. M. de M. (2016). *Reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada para avaliação de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso a um algoritmo iterativo de redução de artefactos de metal (iMAR)*. Retrieved from [https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/6973/1/Reconstrução iterativa de imagem em tomografia computorizada para avaliação de material ortopédico.pdf](https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/6973/1/Reconstru%C3%A7%C3%A3o%20iterativa%20de%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20para%20avalia%C3%A7%C3%A3o%20de%20material%20ortop%C3%A9dico.pdf)

NRD Portugal. (n.d.). Retrieved from <https://nrdportugal.pt/>

OCDE. (2017). Level of GDP per capita and productivity. Retrieved November 18, 2018, from [https://stats.oecd.org/index.aspx?datasetcode=pdb\\_lv](https://stats.oecd.org/index.aspx?datasetcode=pdb_lv)

Patricio, A. P. D. S. M. (2010). *Medição dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada para exames do Abdómen*. Retrieved from [https://run.unl.pt/bitstream/10362/4850/1/Patricio\\_2010.pdf](https://run.unl.pt/bitstream/10362/4850/1/Patricio_2010.pdf)

Pelc, N. J. (2014). Recent and Future Directions in CT Imaging. Retrieved from <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10439-014-0974-z>

Portuguesa, R. (2018). *Decreto-Lei n.º 108/2018*. Retrieved from

<https://data.dre.pt/eli/dec-lei/108/2018/12/03/p/dre/pt/html>

Radiology, E. S. of. (2011). White paper on radiation protection by the European Society of Radiology. *Insights into Imaging*, 2(4), 357–362.

<http://doi.org/10.1007/s13244-011-0108-1>

Radiology, E. S. of. (2017). EuroSafe Imaging Together - for patient safety. Retrieved December 10, 2018, from <http://www.eurosafeimaging.org/euclid>

Santos, J., Foley, S., Paulo, G., McEntee, M. F., & Rainford, L. (2014). The

Establishment of Computed Tomography Diagnostic Reference Levels in Portugal, 158(3), 307–317. Retrieved from

[https://watermark.silverchair.com/nct226.pdf?token=AQECAHi208BE49Ooan9khhW\\_Ercy7Dm3ZL\\_9Cf3qfKAc485ysgAAAllwggJOBgkqhkiG9w0BBwaggl\\_MIICOWIBADCCAjQGCSqGSIB3DQEHATAeBgIghkgBZQMEAS4wEQQMEZ1rGh0z0TNI TYegAgEQglICBUQ-uQfBxtmbhZOIV8NIZ9QEjj3ATMwl\\_5H2q20qaIJQszCI](https://watermark.silverchair.com/nct226.pdf?token=AQECAHi208BE49Ooan9khhW_Ercy7Dm3ZL_9Cf3qfKAc485ysgAAAllwggJOBgkqhkiG9w0BBwaggl_MIICOWIBADCCAjQGCSqGSIB3DQEHATAeBgIghkgBZQMEAS4wEQQMEZ1rGh0z0TNI TYegAgEQglICBUQ-uQfBxtmbhZOIV8NIZ9QEjj3ATMwl_5H2q20qaIJQszCI)

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.

<http://doi.org/10.1093/rpd/nct226>

Santos, M. A. P. B. (2012). *Otimização da imagem em Tomografia Computorizada no exame de Tórax*. Retrieved from

[https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2310/1/Otimização da imagem em tomografia computadorizada no exame de tórax.pdf](https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2310/1/Otimização%20da%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20no%20exame%20de%20t%C3%B3rax.pdf)

Saúde, D. G. da. (2008). *Elementos Estatísticos: Informação Geral: Saúde 2008* (Vol. 1º). Retrieved from <http://www.aped->

[dor.org/images/diversos/documentos/estatisticas\\_da\\_saude\\_dezembro\\_2010.pdf](http://www.aped-dor.org/images/diversos/documentos/estatisticas_da_saude_dezembro_2010.pdf)

Saúde, D. G. da. (2016). Guia Técnico nº1: Vigilância da Saúde dos Trabalhadores Expostos a Radiações Ionizantes, 1–68. Retrieved from

<file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/i022812.pdf>

Saúde, M. da. (2008). *Diário da República, 1.ª série — N.º 223 — 17 de Novembro de 2008*. Retrieved from <https://dre.pt/application/conteudo/439846>

- Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Meeson, S., & Golding, S. J. (2014). Doses from Computed Tomography ( CT ) Examinations in the UK – 2011 Review About Public Health England. Retrieved from [https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment\\_data/file/349188/PHE\\_CRCE\\_013.pdf](https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/349188/PHE_CRCE_013.pdf)
- Silva, C. I. M. da. (2010). *Medição dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada para exames de Cabeça e Pescoço*. Retrieved from [https://run.unl.pt/bitstream/10362/4919/1/Silva\\_2010.pdf](https://run.unl.pt/bitstream/10362/4919/1/Silva_2010.pdf)
- Silva, J. S. S. (2005). *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Retrieved from file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/189439.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, 214. Retrieved from <http://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/16247/1/Disserta??o Ricardo Crispim Silva.pdf>
- Tavares, A. J. P. (2013). Efeito dos parâmetros técnicos na dose e qualidade de imagem, 99.
- 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. Image Wisely*. 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 into Imaging*, 1(5-6), 349–359. <http://doi.org/10.1007/s13244-010-0047-2>
- Trattner, S., D. N. Pearson, G., Chin, C., D., D., Rajiv, G., P. Hess, C., ... J. Einstein, A. (2014). Standardization and Optimization of Computed Tomography Protocols to Achieve Low-Dose, 11(3), 271–278. <http://doi.org/10.1016/j.jacr.2013.10.016.Standardization>
- 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 into Imaging*, 4(3), 383–390. <http://doi.org/10.1007/s13244-013-0253-9>

- Veludo, P. C. (2011). *Efeitos da Radiação X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos*. Retrieved from <https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/20124/1/Efeitos da Radiação-X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos.pdf>
- 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. <http://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) (RAD UNITS)*. European Commission Nuclear Science and Technology.
- Zarb, F., Rainford, L., & McEntee, M. F. (2010). Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16(2), 147–153. <http://doi.org/10.1016/j.radi.2009.10.002>

## Anexos

### Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em TC

#### Equipamento de TC

- Modelo:
- Ano de fabrico/ Ano de instalação:
- Data do último Controlo de Qualidade:

Região anatómica	ID do doente	Género (F/M)	Idade	Peso (kg)	Altura (m)	Info. clínica	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Esp. de corte (mm)	MC <sup>1</sup>	RI <sup>2</sup>	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	Proteção radiológica (S/N)

<sup>1</sup> - Modulação da Corrente

<sup>2</sup> - Reconstrução Iterativa

Anexo I - Tabela utilizada durante o período de recolha de dados para os quatro polos em estudo.

**Assunto:** Pedido de Autorização para o estudo Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada

No seguimento da análise do pedido de autorização do trabalho de investigação de Ana Maria Cruzeiro Antunes, realizado no âmbito do Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, orientado pela Professora Doutora Joana Santos e Professor Doutor Nuno Teixeira, e co-orientado pelo Mestre Tiago Patrão, intitulado: "Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada".

Venho por este meio autorizar a que o mesmo seja realizado, de acordo com a metodologia estabelecida, uma vez que o mesmo é de interesse para esta instituição.

Com os melhores Cumprimentos

Coimbra, 9 de Janeiro de 2019



(Tiago Patrão, MSc. )

Técnico Coordenador do Serviço de Imagiologia da Sanfil

Responsável pelo Departamento de Imagem Médica da Sanfil