

UNIVERSIDADE DE LISBOA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



## **Determinação de níveis de referência de diagnóstico nas aplicações médicas com radiação ionizante**

Cláudia Sofia Anjo Gonçalves

**Mestrado Integrado em Engenharia Física**

Dissertação orientada por:  
Ana Maria Formidal de Arriaga  
Pedro Manuel Peixoto Teles

PARA A AVÓ LIDY E PARA O AVÔ MARTINS.

# Agradecimentos

Agradecer em primeiro lugar à Professora Ana Arriaga que quis que fosse a minha orientadora desde o 1º ano quando a conheci em Mecânica. Mais do que a orientação, acompanhamento e inspiração, agradecer por ter sido a primeira a acreditar neste projeto desde o seu início. Ao Professor Pedro Vaz e ao Professor Pedro Teles os meus orientadores externos. À Professora Olinda e Professora Guiomar pela disponibilidade e ajuda para todos os percalços ao longo destes sete anos. À Dra. Paula Madeira pelo acompanhamento e disponibilidade nas visitas ao Serviço de Radiologia do Hospital São José. À Dra. Paula Simãozinho, coordenadora do serviço de radiologia do Algarve, que disponibilizou e autorizou o uso dos dados para este trabalho.

Aos colegas de curso, que viraram família longe de casa, com quem partilhei as mágoas do curso, mas também as vitórias, ao Rodrigo, à Constança, ao Guilherme e às Boinas. Aos amigos conterrâneos, que fazem com que Lisboa saiba a casa, mesmo quando esta está a um oceano de distância: o Hélder, a Maria, a Letícia, a Ana e a Teresa.

À minha família, o amor incondicional na sua mais pura forma. Às *flatmates*, pela compreensão e ajuda nas horas de aperto. Ao Alexandre, por acreditar sempre em mim mesmo quando eu própria não o conseguia fazer.

E ainda à professora Inês Garanito, ao professor Flávio Rabaçal e ao professor Domingos Nunes, os que primeiramente me ensinaram o que era Física e sem o saber, deixaram que a sua paixão influenciasse a minha escolha de curso.

# Abstract

The present thesis, entitled 'Establishment of diagnostic reference levels in medical applications with ionizing radiation', was developed in the context of radiation protection in the field of patient medical diagnosis.

The calculation of diagnostic reference levels (DRL's) results from the need to establish dose limits as recommendation values, as stated by the third principle of radiation protection. This is not a dose limitation, but an indicator based on a continuous evaluation of techniques and equipment used in diagnosis through radiographic examinations, which is a type of ionizing radiation.

The aim of this thesis is to calculate DRL's for abdomen and thorax X-Ray examinations that occurred between 2012 and 2015 in different locations of Algarve. The study considers exams performed in adult patients only, totalizing approximately forty-six thousand examinations. Furthermore, an analysis of the temporal evolution of the exams frequency as function of gender, body mass index (BMI) and location is presented. In addition, the average dose per exam, of the same type, administered by each technician and in each location is discussed.

The DRL's are usually calculated based on a standard patient, defined by her or his weight. In this thesis, a variation of this calculation is also presented, in which the DRL is computed taking into account steps of BMI, that is based on the patient's weight and height.

In conclusion, the DRL values calculated per BMI groups are lower for underweight patients and normal weight patients in comparison to the ones calculated for padrão patients. For the remaining BMI groups higher DRL's values are obtained.

**Keywords:** Radiological Protection, Ionizing radiation, Diagnostic Reference Levels, Radiography, Computational Tomography

# Resumo

Esta dissertação intitulada ‘Determinação de níveis de referência de diagnóstico nas aplicações médicas com radiação ionizante’ é realizada no contexto da proteção radiológica no domínio do diagnóstico médico de pacientes.

O cálculo de níveis de referência de diagnóstico (NRDs) resulta da necessidade de se estabelecerem valores indicativos de dose. Esta não é uma limitação de dose, mas sim um indicador que tem por base a avaliação contínua de técnicas e de equipamentos utilizados no diagnóstico através de exames que usam raios-X, um tipo de radiação ionizante.

Esta tese compreende um vasto estudo sobre dois dos exames mais realizados em Portugal com recurso a radiação ionizante: radiografia ao tórax e ao abdómen.

O objetivo desta tese é o cálculo de NRDs para exames de radiografia ao abdómen e ao tórax realizados entre 2012 e 2015 em diferentes localidades do Algarve. Para este estudo foram considerados apenas os exames realizados em pacientes adultos, num total de aproximadamente quarenta e seis mil exames. É apresentada uma análise da evolução temporal da frequência dos exames em função do sexo, idade, índice de massa corporal (IMC) e localidade. Para além desta análise é ainda feito um estudo da dose média administrada por técnico e por localidade para o mesmo tipo de exame.

Os NRDs são usualmente calculados tendo por base um paciente *padrão*, definido pelo seu peso. Nesta dissertação é apresentada também uma variante deste cálculo onde o NRD é calculado tendo em consideração escalões de IMC, ou seja, atendendo ao peso e altura do paciente.

Concluiu-se que os valores de NRD calculados por grupo de IMC em comparação com os calculados para um paciente padrão são mais baixos para o paciente de baixo peso e de peso normal. Para os restantes grupos de IMC o NRD calculado é mais alto.

**Palavras-Chave:** Proteção Radiológica, Radiação ionizante, Níveis de Referência de Diagnóstico, Radiografia, Tomografia Computacional

# Índice

<i>Agradecimentos</i> .....	<i>ii</i>
<i>Abstract</i> .....	<i>iii</i>
<i>Resumo</i> .....	<i>iv</i>
<i>Índice</i> .....	<i>v</i>
<i>Índice de Figuras</i> .....	<i>viii</i>
<i>Índice de Tabelas</i> .....	<i>xi</i>
<i>Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos</i> .....	<i>xii</i>
<b>Capítulo 1</b> .....	<b>1</b>
<i>Introdução</i> .....	<b>1</b>
<b>Capítulo 2</b> .....	<b>3</b>
<b>Radiação Ionizante</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 Classificação da radiação</b> .....	<b>3</b>
<b>2.2 Produção e emissão de raios-X: Tubo de Coolidge</b> .....	<b>4</b>
<b>2.3 Detetores e dosímetros para a medicina</b> .....	<b>5</b>
<b>2.4 Utilização da radiação ionizante em medicina</b> .....	<b>6</b>
<b>2.5 Processo de radiografia</b> .....	<b>7</b>
<b>Capítulo 3</b> .....	<b>10</b>
<b>Proteção Radiológica</b> .....	<b>10</b>
<b>3.1 Dosimetria: grandezas e unidades [6]</b> .....	<b>10</b>
3.1.1 Dose absorvida .....	10
3.1.2 Kerma .....	10
3.1.3 Sievert.....	10
3.1.4 Dose equivalente e dose efetiva .....	10
3.1.5 Dose à entrada da pele.....	11
3.1.6 Pitch .....	12
3.1.7 CTDI .....	12
3.1.8 CTDI <sub>100</sub> , CTDI <sub>w</sub> , CTDI <sub>vol</sub> .....	13
3.1.9 DLP.....	13
3.1.10 DAP .....	14

<b>3.2 Os três princípios da proteção radiológica e as aplicações médicas da radiação ionizante.....</b>	<b>14</b>
<b>3.3 O papel do físico médico.....</b>	<b>16</b>
<b>Capítulo 4.....</b>	<b>18</b>
<b><i>Tomografia Computadorizada.....</i></b>	<b>18</b>
<b>4.1 Introdução à Tomografia Computadorizada.....</b>	<b>18</b>
<b>4.2 Características do equipamento de tomografia computadorizada.....</b>	<b>19</b>
4.2.1 Lightspeed VCT da GE Healthcare .....	19
4.2.2 Componentes principais do equipamento .....	20
<b>4.3 A Gantry.....</b>	<b>20</b>
<b>4.4 A mesa.....</b>	<b>22</b>
<b>4.5 Movimentos da Gantry e da mesa.....</b>	<b>22</b>
<b>4.6 O detetor.....</b>	<b>23</b>
<b>4.7 Power distribution unit.....</b>	<b>23</b>
<b>4.8 Modos de funcionamento do equipamento.....</b>	<b>24</b>
<b>4.9 Planeamento de um exame.....</b>	<b>24</b>
4.9.1 Imagem de referência: <i>scout</i> .....	24
4.9.2 Estimativa de dose.....	25
4.9.3 Parâmetros que influenciam a dose .....	25
4.9.4 Contraste.....	26
<b>Capítulo 5.....</b>	<b>27</b>
<b><i>Visitas ao Serviço de Radiologia do Hospital de São José.....</i></b>	<b>27</b>
<b>5.1 Contextualização das visitas .....</b>	<b>27</b>
<b>5.2 Condições para um exame de abdómen.....</b>	<b>27</b>
<b>5.3 Manutenção do equipamento.....</b>	<b>28</b>
5.3.1 Ruído causado pela correia de transmissão .....	28
5.3.2 Limpeza e processo de manutenção .....	29
5.3.3 Análise com fantoma .....	30
<b>Capítulo 6.....</b>	<b>32</b>
<b><i>Níveis de Referência de Diagnóstico .....</i></b>	<b>32</b>
<b>6.1 Definição de NRD .....</b>	<b>32</b>
<b>6.2 Necessidade de estabelecer NRDs.....</b>	<b>34</b>
<b>6.3 Considerações para estabelecer NRDs.....</b>	<b>35</b>
6.3.1 Qualidade de imagem .....	36
6.3.2 Paciente ‘padrão’.....	37

6.3.3	Comparação do valor de NRD .....	38
<b>6.4</b>	<b>Método matemático para cálculo de NRD.....</b>	<b>38</b>
<i>Capítulo 7.....</i>		<i>41</i>
<i>NRD local para o Algarve para radiografia convencional ao tórax e ao abdómen .....</i>		<i>41</i>
<b>7.1</b>	<b>Utilização do Índice de Massa Corporal.....</b>	<b>41</b>
<b>7.2</b>	<b>Radiografia ao Abdómen .....</b>	<b>43</b>
7.2.1	Tratamento estatístico da frequência do exame de radiografia ao abdómen .....	43
7.2.2	Dose média administrada por técnico e por localidade para um exame de radiografia ao abdómen .....	46
7.2.3	NRD local para um exame de radiografia ao abdómen para um paciente padrão .....	51
7.2.4	NRD local para um exame de radiografia ao abdómen por escalão de IMC .....	53
<b>7.3</b>	<b>Radiografia ao Tórax .....</b>	<b>57</b>
7.3.1	Tratamento estatístico da frequência do exame de radiografia ao tórax .....	57
7.3.2	Dose média administrada por técnico e por localidade para um exame de radiografia ao tórax .....	60
7.3.3	NRD local para um exame de radiografia ao tórax para um paciente padrão .....	65
7.3.4	NRD local para um exame de radiografia ao tórax por escalão de IMC .....	68
<b>7.4</b>	<b>Comparação do valor de NRD.....</b>	<b>72</b>
<i>Conclusão .....</i>		<i>75</i>
<i>Referências .....</i>		<i>77</i>

# Índice de Figuras

<b>Figura 2.1</b> Classificação da radiação eletromagnética em radiação não ionizante e radiação ionizante.....	3
<b>Figura 2.2</b> Esquemática do tubo de Coolidge.....	5
<b>Figura 2.3</b> Radiografia do Tórax.....	8
<b>Figura 2.4</b> Configuração básica de um equipamento de raios-X. ....	8
<b>Figura 3.1</b> CTDI .....	13
<b>Figura 3.2</b> – Efeitos somáticos, genéticos, estocásticos e determinísticos .....	14
<b>Figura 4.1</b> Esquema de aparelho de TC. ....	19
<b>Figura 4.2</b> Modelo Lightspeed VCT da GE Healthcare .....	20
<b>Figura 4.3</b> Localização do detector na Gantry .....	21
<b>Figura 4.4</b> Posição da Gantry a 30° e -30° relativamente à posição vertical, ou seja, perpendicularmente à cama. ....	21
<b>Figura 4.5</b> Esquema dos canais do detetor .....	23
<b>Figura 4.6</b> Power Distribution Unit.....	24
<b>Figura 5.1</b> Motor e a sua correia de transmissão.....	29
<b>Figura 5.2</b> <i>Sliprings</i> e escovas de carvão .....	30
<b>Figura 5.3</b> Fantoma para controlo de qualidade de imagem do fabricante GE Healthcare.....	31
<b>Figura 6.1</b> Esquema de atualização regular de NRDs (em inglês DRL- diagnostic reference levels).....	34
<b>Figura 6.2</b> Radiografias digitais com diferentes definições de estruturas dos ossos temporais num fantoma de cabeça antropomórfico. A dose na imagem do meio é usada clinicamente e as consequências do aumento e a redução da dose por um fator de cinco é mostrada à direita e à esquerda, respetivamente .....	37
<b>Figura 7.1</b> Evolução temporal para o número de exames de radiografia ao abdómen ocorridos entre 2012 e 2017. ....	43
<b>Figura 7.2</b> Evolução temporal, por localidade, da frequência do exame de radiografia ao abdómen entre 2012 e 2017.....	46
<b>Figura 7.3</b> Evolução temporal, por localidade, da frequência do exame de radiografia ao abdómen, em percentagem, entre 2012 e 2017.....	46
<b>Figura 7.4</b> Dose média administrada por paciente para um exame de radiografia ao abdómen entre 2012 e 2017, organizado por localidades.....	48
<b>Figura 7.5</b> Evolução temporal, entre 2012 e 2017, da dose média anual administrada por paciente para um exame de radiografia ao abdómen para as várias localidades do Algarve. ..	48
<b>Figura 7.6</b> Evolução temporal da dose anual média administrada ao paciente por técnico num exame de radiografia ao abdómen para os anos de 2012 a 2017 .....	49
<b>Figura 7.7</b> Média da dose administrada ao paciente entre 2012 e 2017, por técnico, num exame de radiografia ao abdómen.....	50
<b>Figura 7.8</b> Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen em 2012 num paciente padrão. ....	51
<b>Figura 7.9</b> Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen em 2013 para um paciente padrão. ....	52
<b>Figura 7.10</b> Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen em 2014 num paciente padrão. ....	52
<b>Figura 7.11</b> Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen em 2015 num paciente padrão. ....	52

<b>Figura 7.12</b> Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen para um paciente padrão entre 2012 e 2015.....	53
<b>Figura 7.13</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com baixo peso (IMC inferior a 18.5) entre 2012 e 2015. ....	54
<b>Figura 7.14</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com peso normal (IMC entre 18.5 e 25) entre 2012 e 2015. ....	54
<b>Figura 7.15</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) entre 2012 e 2015. ....	54
<b>Figura 7.16</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) entre 2012 e 2015. ....	55
<b>Figura 7.17</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) entre 2012 e 2015. ....	55
<b>Figura 7.18</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40) entre 2012 e 2015. ....	55
<b>Figura 7.19</b> Valor de NRD para a soma dos exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2015 para os diferentes escalões de IMC.....	57
<b>Figura 7.20</b> Evolução temporal para número de exames de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017. ....	57
<b>Figura 7.21</b> Evolução temporal da frequência por localidades para exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017. ....	60
<b>Figura 7.22</b> Evolução temporal da frequência por localidades para exame de radiografia ao tórax em percentagem entre 2012 e 2017. ....	60
<b>Figura 7.23</b> Dose média administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017, organizado por localidades. ....	62
<b>Figura 7.24</b> Evolução temporal, entre 2012 e 2017, da dose média anual administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax para as várias localidades do Algarve.....	63
<b>Figura 7.25</b> Evolução temporal para a média da dose anual administrada ao paciente por técnico no exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017. ....	64
<b>Figura 7.26</b> Média da dose administrada ao paciente entre 2012 e 2017, por técnico, no exame de radiografia ao tórax.....	65
<b>Figura 7.27</b> Frequência do DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2012 num paciente padrão. ....	66
<b>Figura 7.28</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2013 em pacientes padrão. ....	66
<b>Figura 7.29</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2014 em pacientes padrão. ....	66
<b>Figura 7.30</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2015 em pacientes padrão. ....	67
<b>Figura 7.31</b> Frequência da DEP para exame de radiografia ao tórax num paciente padrão para o total dos 4 anos (2012 a 2015).....	67
<b>Figura 7.32</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com baixo peso (IMC inferior a 18.5) entre 2012 e 2015. ....	68
<b>Figura 7.33</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com peso normal (IMC entre 18.5 e 25) entre 2012 e 2015. ....	69
<b>Figura 7.34</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) entre 2012 e 2015.....	69
<b>Figura 7.35</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) entre 2012 e 2015. ....	69

<b>Figura 7.36</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) entre 2012 e 2015. ....	70
<b>Figura 7.37</b> Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40) entre 2012 e 2015. ....	70
<b>Figura 7.38</b> Valor de NRD para a soma dos exames de radiografia ao tórax realizados entre 2012 e 2015 para os diferentes escalões de IMC.....	71
<b>Figura 7.39</b> – Valores de NRD para o exame de radiografia ao abdómen para alguns países da União Europeia. ....	73
<b>Figura 7.40</b> – Valores de NRD para o exame de radiografia ao tórax para alguns países da União Europeia. ....	73

# Índice de Tabelas

<b>Tabela 3.1</b> Exemplos do fator de ponderação de radiação, $W_R$ , (Radiation Weighting factor)	11
<b>Tabela 3.2</b> Exemplos do fator de ponderação tecidual, $W_T$ (Tissue weighting factor)	11
<b>Tabela 6.1</b> Frequência e contribuição da dose coletiva para diferentes tipos de exames e regiões anatómicas, utilizando radiação ionizante	36
<b>Tabela 7.1</b> Categorização da corpulência baseada no IMC.	42
<b>Tabela 7.2</b> Percentagem de população portuguesa com pré-obesidade e obesidade por sexo	42
<b>Tabela 7.3</b> Evolução temporal para o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017 tendo em consideração o sexo do paciente.	43
<b>Tabela 7.4</b> Evolução temporal da frequência para o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017 por faixa etária do paciente.	44
<b>Tabela 7.5</b> Evolução temporal do número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2015, tendo em consideração os escalões de IMC.	45
<b>Tabela 7.6</b> Dose média anual e total para os 6 anos (2012 a 2017) DEP, administrada a um paciente num exame de radiografia ao abdómen, organizado por localidades e expressa em mGy.	47
<b>Tabela 7.7</b> Valores de NRD para a DEP num exame de radiografia ao abdómen (em mGy) para cada ano e para a soma total dos anos (2012 a 2015) para um paciente padrão.	53
<b>Tabela 7.8</b> Valor de NRD (em mGy) por ano, e para a soma dos 4 anos, para um exame de radiografia ao abdómen para os diferentes escalões de IMC	56
<b>Tabela 7.9</b> Evolução temporal da frequência por sexo para exames de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.	58
<b>Tabela 7.10</b> Evolução temporal da frequência por intervalos de idade para o exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.	58
<b>Tabela 7.11</b> Evolução temporal da frequência por escalão de IMC para o exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2015.	59
<b>Tabela 7.12</b> Dose média anual e total para os 6 anos (2012 a 2017), administrada por paciente, DEP, para um exame de radiografia ao tórax, organizado por localidades e expressa em mGy	61
<b>Tabela 7.13</b> Valor de NRD para o DEP no exame de radiografia ao tórax (mGy) para os anos entre 2012 e 2015 e para o total dos anos	68
<b>Tabela 7.14</b> Valor de NRD (em mGy) por ano e para a soma dos 4 anos para um exame de radiografia ao tórax para os diferentes escalões de IMC.	71
<b>Tabela 7.15</b> – Siglas dos países da União Europeia e a indicação da referência dos valores de NRD de cada um deles, em inglês.	72

# Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

<b>ALARA</b>	As low as reasonably achievable
<b>CTDI</b>	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada; Do inglês: Computed Tomography Dose Index
<b>CTDI100</b>	CTDI que limita o intervalo de integração a 100 mm
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	CTDI ponderado; do inglês: Weighted CTDI
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	CTDI volume
<b>D</b>	Dose absorvida
<b>DEP</b>	Dose à entrada da pele, ESD em inglês – <i>Entrance Surface Dose</i>
<b>DLP</b>	Produto comprimento dose; Do inglês: Dose-length product
<b>E</b>	Dose Efectiva
<b>EURATOM</b>	Comunidade Europeia de Energia Atómica; Do Inglês: The European Atomic Energy Community
<b>Gy</b>	Gray
<b>HT</b>	Dose Equivalente
<b>IAEA</b>	Agência Internacional de Energia Atómica; Do Inglês: International Atomic Energy Agency
<b>ICRP</b>	Comissão Internacional em Protecção Radiológica; do inglês: International Commission on Radiological Protection
<b>ICRU</b>	Comissão Internacional de unidades e medidas de radiação; do inglês: International Commission on Radiation Units & Measurements
<b>J</b>	Joule
<b>K</b>	Kerma, do inglês: Kinetic energy released in materia
<b>Kg</b>	kilograma
<b>kV</b>	kiloVolt
<b>mA</b>	miliAmpere
<b>NRD</b>	Níveis de Referência de Diagnóstico, em inglês: DRL – <i>Diagnostic Reference Levels</i>

<b>PR</b>	Protecção Radiológica
<b>s</b>	segundo
<b>S.I.</b>	Sistema Internacional de unidades
<b>Sv</b>	Sievert
<b>TC</b>	Tomografia Computadorizada
<b>Z</b>	Número Atómico/Número de Protões do núcleo atómico
<b><math>\alpha</math></b>	Partícula Alfa
<b><math>\beta</math></b>	Partícula Beta
<b><math>\beta +</math></b>	Positrão
<b><math>\gamma</math></b>	Raios Gama

# Capítulo 1

## Introdução

Esta tese de mestrado intitulada ‘Determinação de Níveis de Referência de Diagnóstico nas aplicações médicas com radiação ionizante’ decorre da necessidade de proteção radiológica na medicina de diagnóstico em Portugal.

Neste trabalho desenvolve-se uma investigação na área da proteção radiológica em Portugal, principalmente no que diz respeito aos pacientes de exames com radiação ionizante, mais concretamente tomografia Computadorizada (TC) e raio-X convencional ao tórax e ao abdómen, conhecido como radiografia. Inicialmente o projeto teria o foco apenas na tomografia Computadorizada, técnicas e cálculo de Níveis de Referência de Diagnóstico, NRDs. No entanto, ao contrário do que foi esperado, não foram disponibilizados os dados de TC necessários, pelo que houve a necessidade de se considerar o cálculo de NRDs para exames de raio-X convencional, mais concretamente exames de radiografia ao tórax e ao abdómen, os exames mais frequentes e aos quais tivemos acesso.

No Capítulo 2 pode-se encontrar uma introdução teórica à radiação ionizante e produção e emissão de raios-X. Esta é contextualizada nas suas aplicações na medicina de diagnóstico, detetores e dosímetros em medicina e processo de radiografia.

O Capítulo 3 apresenta os fundamentos da proteção radiológica, as suas grandezas e unidades e os seus três princípios. Este capítulo tem por base o Decreto-Lei 108/2018, onde são determinadas as novas normas da proteção radiológica em Portugal e onde é também definido o papel do físico médico.

No Capítulo 4 inclui-se uma base teórica da tomografia computadorizada, fundamentada, também, com a prática de várias visitas ao Serviço de Radiologia do Hospital de São José, que são descritas no Capítulo 5. Neste capítulo são descritas algumas das características de um equipamento de TC, com os seus modos de funcionamento e detalhes para um planeamento de um exame.

No Capítulo 6, intitulado Níveis de Referência de Diagnóstico, são apresentadas a definição de NRDs, algumas características dos mesmos e o método matemático para o seu cálculo.

No Capítulo 7 encontra-se uma análise estatística dos dados de exames de raio-X ao abdómen e ao tórax realizados entre 2012 e 2017 no Algarve. Foram usados dados de diferentes localidades no Algarve sendo estas: Albufeira, Faro, Loulé, Olhão, Silves, Tavira e Vila Real de Santo António. Os dados utilizados correspondem a adultos (maiores de 18 anos, inclusive), num total de aproximadamente cinco mil exames de radiografia ao abdómen e quarenta e um mil exames de radiografia ao tórax. Esta análise de dados inclui a evolução temporal dos mesmos, tendo em consideração vários fatores como o sexo, idade, índice de massa corporal e localidade. Foi ainda feito um estudo referente à média de dose administrada por localidade e por técnico para o mesmo exame.

Neste capítulo é finalmente apresentado o cálculo de NRDs para os exames de radiografia ao abdómen e tórax. Num primeiro cálculo tem-se em consideração o paciente padrão, definido apenas pelo seu peso, como usualmente é feito. No entanto, sendo este método usual redutor em

termos de caracterização do paciente, é também proposto um novo método de cálculo de NRDs baseado no Índice de Massa Corporal (IMC), que tem em consideração não apenas o peso, mas também a altura do paciente.

A importância da constante atualização dos NRDs advém da rápida evolução das técnicas e equipamentos utilizados no diagnóstico com recurso a radiação ionizante. Em ambos os exames abordados neste trabalho, tomografia computadorizada e radiografia, é utilizada radiação ionizante que é prejudicial à saúde. Contudo, a sua utilização justifica-se quando o balanço entre o benefício e o prejuízo é positivo, Princípio da Justificação. Esta ponderação deve acompanhar a rápida evolução das técnicas e equipamentos no sentido de se prosseguir o princípio da Otimização e o seu princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Os NRDs vêm dar valores de referência que podem servir de orientação aos valores de dose e às boas práticas no uso médico de radiação ionizante.

Em suma, o cálculo de NRDs é um trabalho muito importante em termos de Saúde Pública, em contínua atualização para acompanhar a evolução tecnológica.

# Capítulo 2

## Radiação Ionizante

### 2.1 Classificação da radiação

A radiação pode ser definida como a propagação de energia de um ponto a outro do espaço, no vácuo ou em qualquer meio. Esta propagação ocorre sob a forma de uma onda eletromagnética ou de uma onda material. O que distingue ambas é a existência ou não de massa própria nas partículas que propagam.

As ondas eletromagnéticas são a propagação de partículas sem massa própria, os fótons, tomando a forma de luz visível, micro-ondas, a radiação X e  $\gamma$ , consoante a gama de frequências. Na Figura 2.1. estão representadas e classificadas as frequências e energias típicas.

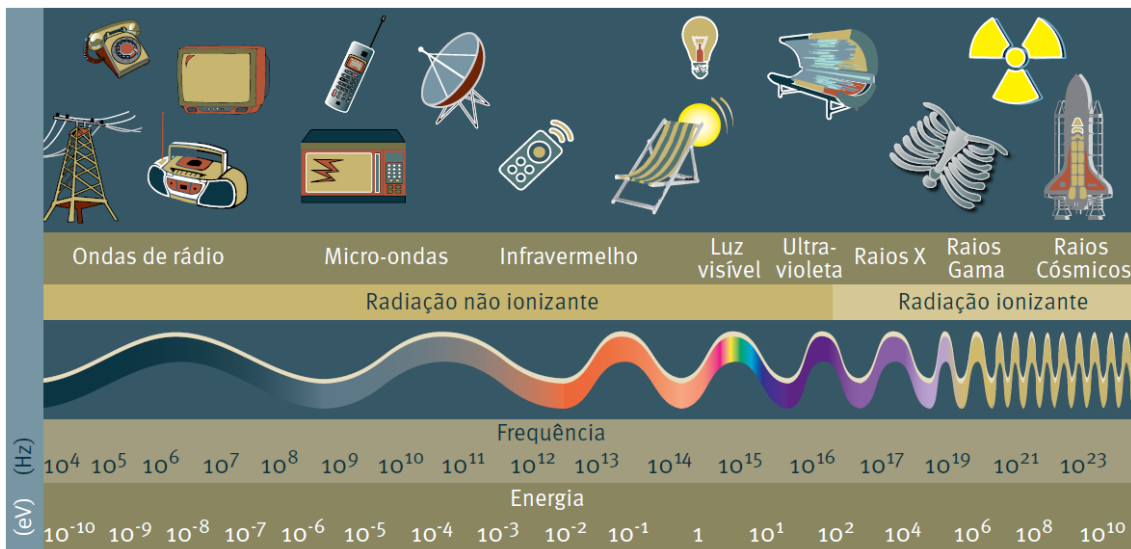


Figura 2.1 Classificação da radiação eletromagnética em radiação não ionizante e radiação ionizante. [1]

As ondas materiais são a propagação de partículas com massa própria, onde se destacam as partículas  $\alpha$  (núcleo do átomo de  $^4\text{He}$ ), as partículas  $\beta$  (elétrões e as suas antipartículas, os pósitões), os prótons e neutrões.

A radiação eletromagnética pode ser caracterizada, ainda, pelos efeitos na sua interação com a matéria: radiação ionizante e radiação não ionizante, ver Figura 2.1.

Radiação não ionizante é aquela que é incapaz de ionizar moléculas, pois não possui energia suficiente para fazer os elétrões libertarem-se dos seus átomos. Contudo, esta radiação pode quebrar ligações químicas e moléculas. Exemplo desta radiação são as ondas rádio, micro-ondas, infravermelho, luz visível e ultra-violeta [1].

A radiação ionizante, por sua vez, possui energia suficiente para libertar elétrões de um átomo, ionizando o átomo e a sua molécula, deixando-os eletricamente carregados. A energia mínima de ionização é da ordem de alguns elétron-volt (eV) para metais alcalinos e 24.5 eV para o hélio. No caso da água a energia mínima de ionização é de 12.6 eV.

As partículas carregadas alfa e beta, ondas materiais de partículas com massa própria, ionizam diretamente os átomos, quando possuem energia suficiente, através de múltiplas interações de Coulomb. A radiação eletromagnética, de partículas sem massa própria, na gama dos Raios-X e Raios Gama, é igualmente ionizante, através de processos diretos e indiretos. Por sua vez, os neutrões são partículas altamente penetrantes porque não têm carga elétrica e altamente ionizantes.

Alguns átomos são naturalmente estáveis, enquanto que outros são instáveis, residindo a instabilidade no seu núcleo. Os átomos com núcleos instáveis, conhecidos como radionuclídeos, têm a capacidade de se transformarem, de forma espontânea, em átomos com núcleos mais estáveis, emitindo uma parte da sua energia sob a forma de radiação, como partículas alfa, beta e raios gama. Este processo ocorre naturalmente e é chamado de decaimento radioativo.

Os raios-X e os raios gama diferenciam-se pela sua fonte de produção e valores de energia. Os raios gama que rondam energias de  $10^6$  eV e frequências entre  $10^{19}$  Hz e  $10^{21}$  Hz, ver Figura 2.1, são emitidos pelos núcleos atômicos durante o seu decaimento natural. Os raios-X que rondam energias de  $10^4$  eV e frequências de  $10^{17}$  Hz e  $10^{19}$  Hz são emitidos pelos átomos como resultado de transições eletrônicas, processos de desexcitação dos eletrões, de desaceleração de partículas energéticas (Bremsstrahlung) e são produzidos em geradores de raios-X (2.2 ).

Os neutrões podem ser libertados em reações de fissão e fusão nucleares, estão presentes na radiação cósmica e podem ser produzidos artificialmente em aceleradores através de colisões entre partículas.

Pelo Decreto-Lei n.º 108/2018 de 3 de dezembro, Artigo 4.º, alínea bw), a Radiação ionizante é definida como: “a transferência de energia, sob a forma de partículas ou ondas eletromagnéticas, com um comprimento de onda igual ou inferior a 100 nanómetros (nm), com frequência igual ou superior a  $3 \times 10^{15}$  hertz (Hz), capaz de produzir iões direta ou indiretamente;” [2].

## **2.2 Produção e emissão de raios-X: Tubo de Coolidge**

Os raios-X usados em aplicações, em particular na Medicina, são gerados em tubos de Coolidge. Este tubo é oco e em vácuo, possuindo um cátodo incandescente responsável pela produção de um fluxo de eletrões. Estes são acelerados por uma grande diferença de potencial e atingem o ânodo de tungstênio, ver Figura 2.2.

Este movimento de eletrões entre o cátodo e o ânodo resulta em energia transferida para os átomos do elemento alvo, o tungstênio. Na colisão os eletrões cedem parte da energia adquirida durante a aceleração ao tungstênio, provocando o seu aquecimento brusco.

A produção de raios-X ocorre em dois processos. Na colisão dos eletrões no tungstênio ocorre a desaceleração dos mesmos, gerando radiação eletromagnética. A este fenómeno dá-se o nome de Bremsstrahlung que ocorre quando partículas carregadas interagem com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado, como é o caso do tungstênio (número atômico é 74). Durante o transporte de eletrões do cátodo para o ânodo ocorre também a ionização de átomos nas camadas internas da nuvem eletrónica. A este fenómeno sucede-se a ocupação das lacunas nas camadas internas pelos eletrões das camadas orbitais mais externas, dando-se assim a emissão de raios-X.

Devido às diferentes trajetórias que os elétrons podem percorrer até chegar ao ânodo, a angulação da colisão dos mesmos difere. Este fator irá influenciar a perda de energia por colisão, o que resulta num amplo espectro de radiação. Diferentes formas de colisão do feixe eletrônico dão-se em diferentes níveis energéticos. Este fenómeno gera uma radiação cuja gama de frequências e de comprimento de onda é bastante larga.

Como referido a colisão dos elétrons acelerados com o tungstênio provoca o aquecimento brusco deste. Por isto, o material do ânodo, o tungstênio, necessita de suportar temperaturas muito altas, que podem chegar a 3340°C. Para além desta característica, o ânodo deve ter um número atómico elevado para facilitar o fornecimento de átomos para as colisões com os elétrons acelerados que provem do cátodo, de modo a ocorrer o fenómeno de Bremsstrahlung.

Para não fundir, o dispositivo necessita de refrigeração através da inserção do tungstênio num bloco de cobre que se estende até o exterior do tubo de raios-X que está imerso em óleo. Esta descrição refere-se ao tubo de ânodo fixo.

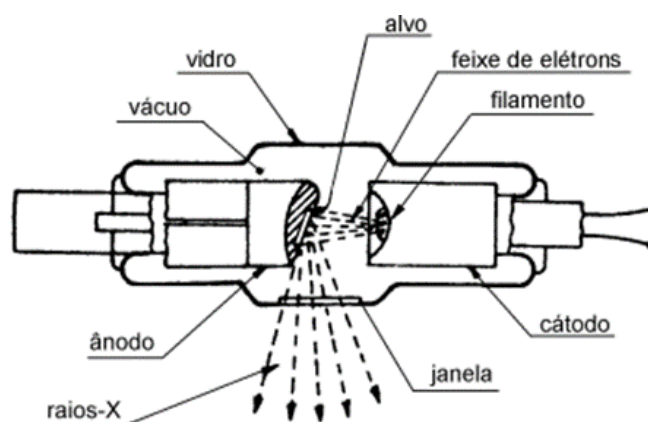


Figura 2.2 Esquemática do tubo de Coolidge

## 2.3 Detetores e dosímetros para a medicina

Existe uma grande variedade de detetores de radiação, desde os detetores de ionização aos de cintilação, cujas características estão de acordo com as suas finalidades. Um dos detetores mais comuns na medicina é o detetor Geiger-Müller. Este possui um gás inerte no seu interior (por norma hélio ou argon) num tubo metálico a pressão reduzida, que funciona como um cátodo. O cátodo e um fio central, que funciona como ânodo, são as partes constituintes principais do tubo de Geiger-Müller, e entre estes dois eléctrodos é estabelecida uma diferença de potencial bastante elevada. Quando recebe radiação ionizante, as moléculas do gás inerte são ionizadas, originando catiões e elétrons que serão acelerados, os iões para o cátodo e os elétrons para o ânodo. O impulso de corrente eléctrica que é gerado é medido.

Nos contextos médico e industrial em que se usam radiografias, a detecção de raios-X é feita principalmente através da impressão de filmes fotográficos. Este é um dos métodos mais antigos, sendo que nos equipamentos mais modernos a imagem é digital e não existe impressão de filmes fotográficos. Nestes casos a imagem é gravada directamente no servidor da instituição onde o exame é realizado e/ou gravada num CD para entrega ao paciente.

Na medicina de diagnóstico, para além da impressão de filmes fotográficos, a detecção de radiação pode também ser feita pelo aquecimento de elementos à base de chumbo. Estes

elementos, por sua vez, vão gerar imagens termográficas através da intensidade do aquecimento das lâminas de chumbo.

Na medicina, os detetores são ainda usados para proteção dos trabalhadores expostos (3.3 O papel do físico médico), sendo obrigatório em Portugal, pelo Decreto-Lei n.º108/2018 [2], a utilização de dosímetros. O dosímetro é um aparelho de medição de radiação, utilizado essencialmente para proteção radiológica. Existem diferentes tipos de dosímetros que diferem no seu funcionamento e no tipo de radiação que detetam. A medição de dose pode ser levada a cabo através de diferentes métodos, e o dosímetro recebe o nome do método através do qual actua. Por exemplo, o de condensador possui uma câmara de condensador utilizada como dosímetro, o dosímetro de estado sólido refere-se às variações apreciáveis de uma propriedade do sólido exposto à radiação. Existem ainda os dosímetros de termoluminescência, fotográfico e químico. Os dosímetros são utilizados pelos profissionais de saúde que lidam com radiação ionizante através de equipamentos de diagnóstico ou de tratamento. Em algumas indústrias que utilizem radiação ionizante, é recomendado aos trabalhadores o uso de dosímetro. Nos dois contextos são utilizados dosímetros individuais e intransmissíveis, que devem ser analisados periodicamente consoante o nível de exposição (3.3 O papel do físico médico).

## 2.4 Utilização da radiação ionizante em medicina

O uso da radiação ionizante em medicina é considerado um dos maiores avanços na mesma. Para além do seu uso para observação do interior do corpo humano sem ser necessária cirurgia, foram desenvolvidas outras utilizações para a radiação ionizante nesta ciência.

O uso da radiação ionizante em medicina divide-se em três grandes áreas: Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear e Radioterapia.

O Radiodiagnóstico baseia-se no uso da radiação ionizante de baixa energia (diferenças de potencial na ordem dos quilovolts - kV) para criar imagens médicas suscetíveis de indicar um diagnóstico médico. A imagem é obtida através da diferença na absorção da radiação pelos tecidos atravessados. Existem variados equipamentos que utilizam radiação para a realização de uma imagem nas diferentes áreas da medicina: radiografia convencional com uso de raio-X, mamografias, fluoroscopia, TC -tomografia computadorizada, PET – tomografia por emissão de positrões (*Positron Emission Tomography*), equipamentos dentários como o ortopantomógrafo ou o *scanner* intra-oral, entre outros.

Na medicina nuclear são administrados aos pacientes materiais que possuem elementos químicos emissores de radiação. A inserção destes materiais no corpo humano tem como finalidade detetar a distribuição da radiação emitida através de câmaras específicas fornecendo informações de diagnóstico para os tecidos avaliados. Esta técnica pode ser utilizada com fins terapêuticos também.

Na área da Radioterapia inclui-se o tratamento através de radioterapia externa onde é usada radiação ionizante de alta energia (diferença de potencial na ordem dos megavolts - MV) para tratamento de uma zona específica e bem delimitada. Nesta terapia é prescrita uma dose a administrar ao paciente e são irradiadas células tumorais com o objetivo de as destruir. Para esta irradiação, por norma, é usando um acelerador de partículas, também ele cada vez mais sofisticado e contemplando técnicas mais modernas. É importante também a proteção das áreas ao redor da zona a tratar, de modo a preservar ao máximo as células saudáveis, que constituem os

órgãos de risco. Na área da Radioterapia temos ainda a braquiterapia que consiste na colocação da fonte radioativa muito próxima do tumor, normalmente com auxílio a anestesia [3].

É importante frisar que qualquer uso de radiação ionizante na medicina deve ser justificado e deve sempre ser ponderado o risco de expor um paciente a radiação ionizante, com todos os efeitos biológicos nefastos, em benefício do valor terapêutico ou de diagnóstico que deste possa advir (0

#### DAP

O produto da área de dose, em inglês DAP – *Dose Area Product*, é um método de monitorização de dose utilizado na radiologia que indica a dose de radiação recebida por um paciente. É o produto da área da superfície irradiada pela dose à superfície. Esta medida é disponibilizada por alguns equipamentos mais modernos que possuem uma câmara de ionização à superfície do colimador do tubo de raio-X medindo o DAP diretamente.

Esta medição é relevante pois os efeitos da exposição à radiação estão diretamente relacionados com a dose de radiação e com a área dos tecidos expostos à mesma.

Os três princípios da proteção radiológica e as aplicações médicas da radiação ionizante).

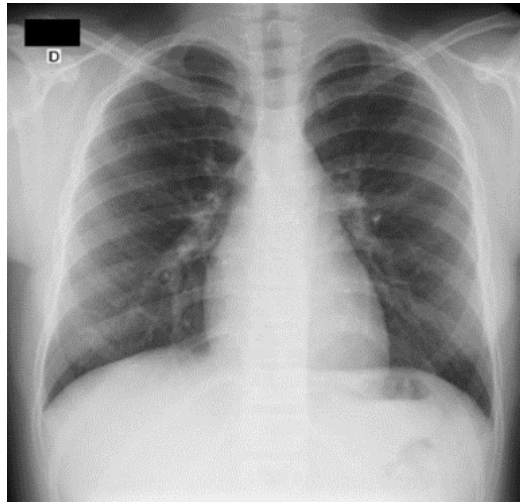
## 2.5 Processo de radiografia

A radiografia é um processo de execução rápida e indolor, que consiste num exame de diagnóstico que utiliza por base radiação X. É também designado por raio-X (RX). É o exame mais utilizado para a avaliação da anatomia humana e para auxílio médico no que toca a diagnósticos de patologias e controlo de evolução de tratamentos ou patologias.

A imagem produzida pelo equipamento de raio-X assenta num princípio básico da relação entre os raios que são emitidos pelo gerador e os raios recebidos no detetor, após atravessarem determinado material.

O gerador cria um feixe de radiação X que vai incidir na região do corpo que é necessário analisar (2.2 Produção e emissão de raios-X: Tubo de Coolidge). Uma parte dessa energia é absorvida pelo corpo e uma parte incide numa película ou detetor, formando assim a radiografia. Esta quantidade de energia absorvida pelo corpo vai depender da densidade das estruturas que a radiação atravessa.

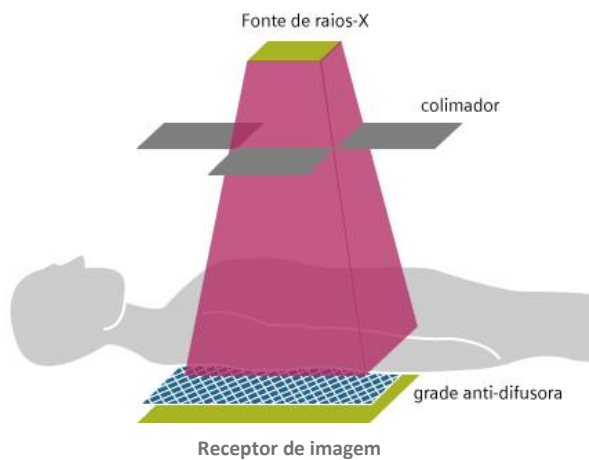
Basicamente a radiografia traduz o grau de dificuldade com que os raios-X atravessam determinadas estruturas do corpo humano. Nos ossos, que são mais densos, a radiação é mais absorvida, originando num tom claro, quase branco, enquanto que as estruturas menos densas, como o ar, surgem num tom mais escuro, preto.



**Figura 2.3** Radiografia do Tórax. [4]

Na Figura 2.3 é possível observar que os pulmões aparecem a preto exatamente por serem constituídos maioritariamente por ar, enquanto que os ossos, como as vértebras e a coluna, aparecem a branco.

A parte da radiação que não é absorvida pelo corpo, é gravada num receptor sensível a raios-X. Para além deste receptor, existe um colimador que restringe o feixe de raios-X para que a radiação atinja somente a região de interesse. Existe também uma grade anti-difusora que ajuda a reduzir o número de raios-X espalhados pelo tecido após atravessarem o corpo, aumentando o contraste da imagem (ver **Figura 2.4**).



**Figura 2.4** Configuração básica de um equipamento de raios-X. [5]

Imagens de raio-X expostas em filmes fotográficos requerem processamento antes de ser visualizado. Uma vez que os sistemas que processam os filmes ocupam muito espaço num consultório, os raios-X digitais são mais utilizados. Nestes casos, à semelhança de uma câmara digital, é usado um detetor eletrónico em vez do filme, que funciona como receptor da radiação. Este processo acaba por ser mais simples pois a imagem é processada computacionalmente e pode ser imediatamente visualizada.

A formação destas imagens leva aproximadamente entre 10 e 15 minutos, contudo depende sempre da máquina utilizada e do local do corpo examinado.

A radiação ionizante utilizada na produção das imagens de raios-X é carcinogénica e a exposição contínua a estes raios ao longo do tempo pode causar danos ao corpo e aumentar o risco de cancro. Contudo, os especialistas consideram que os benefícios de um diagnóstico e tratamento precisos compensam o pequeno risco envolvido em cada exame.

Uma vez que o desenvolvimento embrionário é muito mais sensível aos efeitos da radiação ionizante que os pacientes adultos, o exame de raio-X de qualquer parte do corpo não é recomendado para mulheres grávidas. Os riscos dos raios-X são maiores para crianças pequenas e bebês em gestação e o médico deve manter este risco em mente quando decidir sobre a necessidade de um exame por imagem utilizando raios-X.

# Capítulo 3

## Proteção Radiológica

### 3.1 Dosimetria: grandezas e unidades [6]

#### 3.1.1 Dose absorvida

A dose absorvida,  $D$ , é uma grandeza física que mede a energia depositada por radiação ionizante num certo material ou meio. É uma medida de energia,  $\epsilon$ , depositada por unidade de massa,  $m$ , e é expressa em Gray (Gy), unidade equivalente ao Joule por quilograma ( $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$ )

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (3.1)$$

#### 3.1.2 Kerma

Kerma, que significa *Kinetic Energy Released in Materia*, representa a energia transferida por unidade de massa no meio,  $m$ . Esta é representada pela energia cinética transferida,  $E_{tr}$ , pelo feixe de fótons incidentes para os eletrões existentes no meio de propagação do feixe. Esta energia é energia transferida, mas não necessariamente absorvida. O kerma é uma grandeza física que só pode ser definida quando temos como referência o meio de propagação do feixe, no caso de ser o ar, é denominado kerma no ar,  $K_{ar}$  e é sempre expresso na unidade Gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.2)$$

#### 3.1.3 Sievert

O Sievert é a unidade do Sistema Internacional (SI) para a dose equivalente e dose efetiva. Esta unidade, o Sievert, é usada para avaliar o impacto da radiação ionizante nas células biológicas. É usada essencialmente nas aplicações médicas e na proteção radiológica. À semelhança do Gray é expressa em energia por massa, ou seja, joule por quilograma, contudo tem em consideração os diferentes efeitos biológicos dos diferentes tipos de radiação e nos diferentes órgãos.

#### 3.1.4 Dose equivalente e dose efetiva

A dose equivalente,  $H_T$ , é uma grandeza de proteção radiológica que leva em consideração o tipo da radiação e o respetivo dano potencial. Para este efeito, a dose absorvida de um determinado tipo de radiação é multiplicada por um fator de ponderação,  $W_R$  (*radiation weighting factor*), que varia consoante o tipo de radiação. Esta grandeza física é expressa em Sievert (Sv).  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no tecido T devido à radiação R.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (3.3)$$

**Tabela 3.1** Exemplos do fator de ponderação de radiação,  $W_R$ , (Radiation Weighting factor)

Radiation type and energy range	Radiation weighting factor, $w_R$
Photons, all energies	1
Electrons and muons, all energies	1
Protons and charged pions	2
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20
Neutrons	a continuous function of neutron energy (see below)

$$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases}$$

sendo que  $E_n$  na tabela acima representa a Energia dos neutrões (Neutron energy). [7]

A dose efetiva,  $E$  é também uma grandeza de proteção radiológica e é igualmente expressa em Sievert (Sv) que, para além da ponderação pelos diferentes tipos de radiação ( $W_R$ - *radiation weighting factor*), leva em conta uma ponderação associada às diferentes radios sensibilidades dos órgãos, através de um fator de ponderação tecidual,  $W_T$  (*tissue weighting factor*).

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (3.4)$$

**Tabela 3.2** Exemplos do fator de ponderação tecidual,  $W_T$  (Tissue weighting factor) [8]

Tissue	$w_T$	$\sum w_T$
Bone-marrow (red), Colon, Lung, Stomach, Breast, Remainder tissues*	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, Oesophagus, Liver, Thyroid	0.04	0.16
Bone surface, Brain, Salivary glands, Skin	0.01	0.04
Total		1.00

\* Remainder tissues: Adrenals, Extrathoracic (ET) region, Gall bladder, Heart, Kidneys, Lymphatic nodes, Muscle, Oral mucosa, Pancreas, Prostate (♂), Small intestine, Spleen, Thy-mus, Uterus/cervix (♀).

### 3.1.5 Dose à entrada da pele

Para além das grandezas acima referidas, em radiologia é comum utilizar a Dose à Entrada da Pele, conhecida como DEP (ou ESD em inglês), que é definida como a dose de radiação no centro do feixe incidente na superfície do paciente que foi exposto a um procedimento utilizando radiação ionizante. Esta grandeza é calculada já tendo em consideração a retrodispersão da radiação. Esta grandeza é expressa em Gray.

### 3.1.6 Pitch

O termo pitch é definido como a distância percorrida pela mesa do paciente durante uma rotação de 360° da gantry (4.3 A Gantry) a dividir pelo produto do número total de cortes realizados (N) por rotação e a espessura de cada corte, produto que representa a colimação total do feixe na tomografia computadorizada, equação (3.5) [9].

$$Pitch = \frac{\text{Distância percorrida pela mesa}}{N \times \text{Espessura de cada corte}} \quad (3.5)$$

A escolha do pitch afeta a qualidade de imagem e a dose no paciente do seguinte modo:

- Pitch=1 : os feixes de raio-X são contínuos para rotações adjacentes;
- Pitch >1: os feixes de raio-X não são contínuos para rotações adjacentes, ou seja, existem lacunas na hélice de raios-X, mas o volume total ainda é irradiado, apenas com menos projeções por rotação;
- Pitch <1: há sobreposição do feixe de raio-X, ou seja, um volume de tecido é irradiado mais do que uma vez por varrimento.

Portanto, um pitch superior a 1 resulta numa diminuição da dose do paciente, mas também diminui a qualidade da imagem. Um pitch inferior a 1 resulta numa melhor qualidade de imagem mas numa maior dose de radiação para o paciente [10].

### 3.1.7 CTDI

Para a dosimetria de equipamentos de CT, é comum utilizar a CTDI (*Computed Tomography Dose Index*), que corresponde a um índice de dose em tomografia computadorizada e é expresso em Gy.

CTDI é definido como o integral do perfil de dose (D(z)) ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do detetor (eixo z) para uma única rotação do emissor de raios-X, ou seja, o equivalente ao valor de dose integrada em N cortes. Expresso matematicamente pela Equação (3.6), pode ser explicado através da Figura 3.1 , onde se verifica que este corresponde ao valor de dose absorvida num corte supondo que a dose é toda concentrada num detetor retangular com largura igual à largura do feixe, L, (L=N.h<sub>col</sub> em que N é o número de cortes independentes, sem sobreposição, que são adquiridos ao mesmo tempo e h<sub>col</sub> é espessura nominal, espessura definida para um corte, em mm). Supondo esta distribuição de dose, todas as contribuições que estejam fora das dimensões da largura do feixe, isto é, as áreas debaixo das cauda no perfil de dose da Figura 3.1 são adicionadas à área do detetor, aumentando o seu comprimento e a dose.

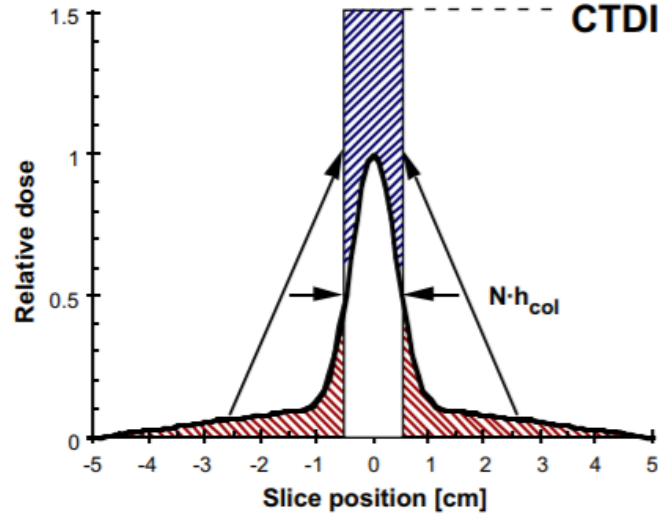


Figura 3.1 CTDI[6]

$$CTDI = \frac{1}{h_{col}} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3.6)$$

### 3.1.8 CTDI<sub>100</sub>, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>

Quando o CTDI é medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis de 100 mm é usada a nomenclatura CTDI<sub>100</sub>. No caso da câmara ser colocada na periferia do fantoma (5.3.3 Análise com fantoma) é chamado CTDI<sub>100,p</sub> e no caso de ser colocada ao centro do fantoma é chamado CTDI<sub>100,c</sub>. O valor considerado para o CTDI<sub>100,p</sub> é uma média aritmética dos 4 valores medidos com a câmara de ionização na posições horárias de 3h, 6h, 9h e 12h.

O CTDI ponderado, CTDI<sub>w</sub>, é calculado usando uma ponderação dos valores medidos com a câmara de ionização no centro e na periferia do fantoma.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (3.7)$$

Se os efeitos na exposição de radiação causados pelo pitch (p) (3.1.6 Pitch), forem tomados em consideração o CTDI<sub>vol</sub> é definido. O CTDI<sub>vol</sub> é a correção do pitch no CTDI<sub>w</sub>.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (3.8)$$

### 3.1.9 DLP

O produto do comprimento da dose, *Dose Length Product*, DLP é o produto do CTDI<sub>vol</sub> pelo comprimento do varrimento do exame (L). Esta grandeza toma em consideração não só a dose por corte mas também a extensão do exame, logo aumenta com o número de cortes que é feito. Isto significa que existe um aumento do DLP com o aumento da extensão do corpo que é irradiada no exame. Esta grandeza à semelhança do CTDI é característica dos exames de TC.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (3.9)$$

### 3.1.10 DAP

O produto da área de dose, em inglês DAP – *Dose Area Product*, é um método de monitorização de dose utilizado na radiologia que indica a dose de radiação recebida por um paciente. É o produto da área da superfície irradiada pela dose à superfície. Esta medida é disponibilizada por alguns equipamentos mais modernos que possuem uma câmara de ionização à superfície do colimador do tubo de raio-X medindo o DAP diretamente.

Esta medição é relevante pois os efeitos da exposição à radiação estão diretamente relacionados com a dose de radiação e com a área dos tecidos expostos à mesma.

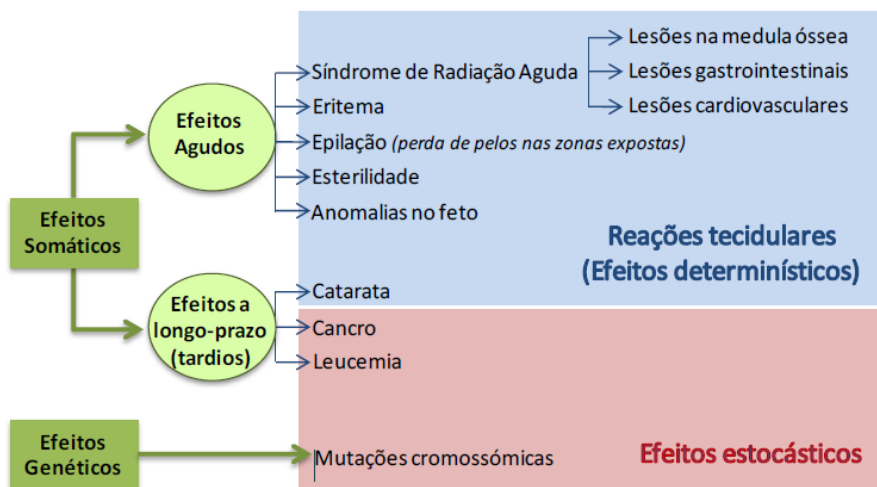
## 3.2 Os três princípios da proteção radiológica e as aplicações médicas da radiação ionizante

A exposição à radiação ionizante pode levar a danos biológicos ao nível das células humanas. Pode levar à rutura de ligações moleculares na cadeia de ADN (efeito direto) e à formação de radicais livres que podem quimicamente causar danos às células (efeito indireto).

Estes danos realizados a nível celular podem ter diferentes efeitos. Alguns podem ser reparados adequadamente pelo próprio organismo, podem matar ou impedir a reprodução celular, denominados efeitos somáticos ou desencadear uma modificação genética das células, denominados efeitos genéticos. Este último efeito é denominado efeito estocástico. Os efeitos estocásticos mais preocupantes são ao nível da exposição à radiação para diagnóstico e podem gerar cancro ou alterações genéticas. Estes são efeitos que ocorrem numa fase tardia após anos de exposição a radiação. [11]

A morte ou impedimento de reprodução celular, em grande escala, que leve ao comprometimento do funcionamento de um tecido ou órgão é denominado de efeito determinístico. Os efeitos determinísticos ocorrem quando as células são expostas a uma dose de radiação superior a um determinado limiar e a sua severidade é proporcional à mesma.

Estes efeitos são resumidos na **Figura 3.2** abaixo.



**Figura 3.2** – Efeitos somáticos, genéticos, estocásticos e determinísticos [12].

A proteção radiológica baseia-se nos princípios da Justificação, da Otimização e da Limitação de Dose.

O primeiro princípio é o da Justificação, que é necessária quando o médico prescreve o exame ou tratamento radiológico. Há consequências nocivas inerentes ao uso de radiação ionizante em exames e/ou tratamentos. Isso requer que o médico e o paciente estejam conscientes sobre os efeitos nocivos que podem ser causados pela exposição à radiação. Ao prescrever este tipo de exames ou tratamentos, o resultado líquido dos mesmos deve trazer benefícios superiores às suas consequências nefastas. Significando que a realização deste tipo de exames ou tratamentos deve ser útil para resolver um problema ou fornecer informação para a solução médica. É da responsabilidade médica justificar a escolha do exame consoante o seu propósito.

A justificação da realização de um exame, que utilize radiação ionizante, obriga a que esse exame seja suscetível de criar um diagnóstico para o paciente. Ou seja, que exista um balanço positivo entre o benefício que o diagnóstico possa trazer ao paciente e as consequências nocivas da exposição à radiação para o mesmo. Devem ser tomados em consideração outros tipos de exame com menos prejuízo para a saúde do paciente que possam, igualmente, servir o propósito de diagnóstico pretendido. No caso da utilização da radiação ionizante para tratamento, radioterapia, o benefício do tratamento deve ser superior às consequências negativas que dele possam advir.

Em Portugal a legislação em vigor desde 2 de abril de 2019 é o Decreto-Lei n.º 108/2018 [2] publicado a 3 de dezembro de 2018, que determina: “A introdução de uma prática deve ser justificada pelo facto de assegurar que o benefício resultante dessa prática, para o indivíduo ou para a sociedade, é superior ao prejuízo para a saúde que dela possa resultar.”

O segundo princípio é a Otimização, a qual se deve basear na proteção do paciente, mas também dos profissionais que trabalham neste campo. É importante entender que o paciente deve ser protegido o máximo possível, não apenas diminuindo o tempo de exposição à radiação, mas também assegurando que, quando houver necessidade de exposição, os valores de dose utilizados sejam os recomendados. É tido em consideração o princípio ALARA (*As Low AS Reasonably Achievable*) que significa a dose mínima possível para o objetivo em questão. Valores recomendados significam os valores necessários para fazer um exame correto, criando uma imagem de boa qualidade de acordo com o paciente e seu caso de saúde, e que sirvam o propósito do diagnóstico.

A Otimização, ao contrário da Justificação cuja responsabilidade é exclusiva do médico, é uma responsabilidade multidisciplinar, podendo envolver o físico médico, o radiologista, os técnicos, o próprio hospital, os engenheiros da marca do equipamento, etc. A Otimização passa não só por boas práticas clínicas, controlos de qualidade regulares do equipamento, legislação e sua verificação, como também pela realização periódica de procedimentos que permitam otimizar o valor da dose sem comprometer os resultados diagnósticos e respetivo controlo de qualidade. São necessárias orientações precisas para o uso dos equipamentos, a otimização do mesmo e a realização do exame, desde o posicionamento do paciente à adequação das variáveis do aparelho. A existência destas orientações bem descritas sob a forma de legislação, regulamentação e protocolos pode melhorar as práticas clínicas, com foco na proteção radiológica, para benefício do paciente e dos profissionais de saúde. O Decreto-Lei n.º 108/2018 [2] no seu Artigo 6.º número 2-d) determina:

“A otimização abrange a seleção do equipamento, a produção regular de informações de diagnóstico ou resultados terapêuticos adequados, os aspetos práticos dos procedimentos radiológicos médicos, a garantia de qualidade, e a avaliação das doses administradas aos pacientes ou a verificação das atividades administradas, tendo em conta fatores económicos e sociais.”

Antes da exposição à radiação ionizante, quer seja para tratamento ou para exame de diagnóstico, os pacientes devem ser informados sobre o potencial risco a que estarão submetidos.

Isto inclui o risco de efeitos determinísticos como alergias ao contraste intravenoso muitas vezes utilizado, queimaduras provenientes da exposição à radiação, e efeitos estocásticos como o desenvolvimento de cancro anos mais tarde.

A calibração e a dosimetria clínica são duas atividades que suportam a implementação da otimização. A licença de qualquer instalação que utilize equipamentos com radiação ionizante para fins médicos obriga à existência de um físico médico que calibre todas as fontes de radiação, usando dosímetros com calibração rastreável a um laboratório de dosimetria. Para além disso, o físico médico precisa de documentar as doses nos pacientes que realizem procedimentos nas instalações. Uma ferramenta muito importante na otimização é o uso de níveis de referência de diagnóstico, NRD (6.1 Definição de NRD). O Decreto-Lei n.º 108/2018 [2] no seu Artigo 6.º número 3 determina:

“A otimização é concretizada pela adoção de instrumentos, tais como a aplicação de restrições de dose, para efeitos de otimização prospetiva da proteção em situação de exposição planeada, e a definição de níveis de referência, em situação de exposição existente e em situação de exposição de emergência.”

Finalmente, o terceiro princípio é a Limitação de dose, que consiste em limitar as doses de radiação. No entanto, não existem limites às doses nas aplicações médicas, logo, este princípio não se aplica diretamente às doses que são administradas aos pacientes num exame de diagnóstico. Por isso mesmo, os NRDs podem servir de valor de referência e orientação para os profissionais para um determinado procedimento. As doses devem sempre ser alteradas e adaptadas para cada caso. Estas alterações podem ser feitas de acordo com o peso, tamanho, densidade óssea, idade ou outros. Essa adequação de dose não se resume apenas a diminuir a dose aplicada, mas deve atender a um equilíbrio entre a proteção do paciente e a dose necessária à qualidade da imagem requerida. Nem sempre é fácil alcançar esse equilíbrio, mas é nesse campo que os NRDs estabelecidos podem ser muito importantes na orientação dos técnicos.

De acordo com os três princípios da proteção radiológica, é claro que os NRDs podem fazer uma enorme diferença na otimização da proteção.

### **3.3 O papel do físico médico**

Segundo o Decreto de lei 108 [2] o especialista em física médica é definido com um indivíduo reconhecido pela autoridade competente, a APA – Agência Portuguesa do Ambiente, com conhecimentos, formação e experiência para atuar ou prestar consultoria sobre questões relacionadas com a física das radiações aplicadas às exposições médicas. A formação de base é frequentemente física podendo existir algumas exceções como o caso da biomédica. É também definido pelo DL108 [2] o especialista em proteção radiológica como o indivíduo reconhecido pela APA com conhecimentos, formação e experiência para prestar consultoria sobre proteção contra radiações, com vista a garantir a proteção efetiva das pessoas. Esta formação tem que ser dada por entidades formadoras na área da proteção radiológica reconhecidas pela APA.

Pelo mesmo DL108, é definido que todas as práticas médicas que envolvam exposição a radiação ionizante tenham um Responsável pela Proteção Radiológica que deve possuir o nível 1 ou 2 de qualificação profissional. Até à data a única entidade com formação aprovada pela APA em Portugal a formar o nível 1 e 2 do Curso de Formação Profissional em Proteção Radiológica é o Instituto Superior Técnico que até a data não possui ainda o curso a ser administrado. Esta

lacuna na formação em Portugal faz com que as responsabilidades recaiam na maioria dos casos nos físicos médicos.

Em colaboração com outros profissionais, o físico médico tem um papel importante no planeamento, preparação e condução das auditorias clínicas e práticas radiológicas. A experiência em física médica é fundamental para adequar a qualidade do equipamento e avaliar a dose e qualidade de imagem (6.3.1 Qualidade de imagem). O físico médico deve estar apto a estabelecer e garantir os controlos de qualidade dos equipamentos utilizados. Tem também a responsabilidade da proteção radiológica dos pacientes e profissionais de saúde.

No âmbito da proteção radiológica, o físico médico pode também ter um papel fundamental no cálculo de NRDs. Pela sua formação de base e conhecimento técnico para observar a imagem médica necessária a diagnóstico, o físico médico pode ser a pessoa indicada para os cálculos daqueles níveis.

Todos os trabalhadores que estejam em contacto com os equipamentos emissores de radiação ionizante, quer sejam técnicos, médicos ou físicos, devem utilizar um dosímetro. A avaliação do dosímetro deve ser mensal ou trimestral, sendo da responsabilidade do físico médico reportar às entidades competentes caso os limites de dose por trabalhador sejam ultrapassados. Em Portugal a entidade é a APA, Agência Portuguesa do Ambiente. Os trabalhadores expostos à radiação ionizante são classificados em 2 categorias para efeitos de monitorização e controlo: categoria A e categoria B. Estas categorias estão legisladas segundo os limites de dose a que o trabalhador pode estar exposto, sendo esta uma matéria fora do âmbito desta tese.

Quando as auditorias envolvem medições ou testes específicos, deve ser um físico médico o responsável por esses testes. Os físicos estão, por norma, familiarizados com as ferramentas matemáticas e estatísticas que são usadas na análise dos dados de auditoria. Por isto mesmo, a equipa de auditoria deve também incluir um físico médico. [11]

# Capítulo 4

## Tomografia Computadorizada

### 4.1 Introdução à Tomografia Computadorizada

A radiologia convencional, atualmente substituída pela radiologia digital, utilizava películas de RX para obter as tradicionais imagens de diagnóstico. Estas películas são constituídas por cristais estimuláveis pela radiação. No processo de revelação destas imagens, as películas são submetidas a diferentes químicos de modo a surgirem os diferentes tons de cinzento que formam as conhecidas imagens de Raio-X. A radiologia convencional já não é utilizada nos países mais desenvolvidos, devido ao tempo elevado na revelação da película, aos químicos poluentes utilizados e à maior dose de radiação a que o paciente é exposto.

Na radiologia digital utilizada atualmente, a imagem é obtida num computador através da leitura de um ecrã reutilizável, denominado de *image plate (IP)*, estimulável pela radiação. O *IP* é normalmente constituído por flurobrometo de bário com európio ativo e neste ocorre um processo de fosforescência onde a radiação X é transformada em luz. Na radiologia digital direta a obtenção de imagem é imediata no computador. Neste caso, o *IP* é substituído por um detetor conectado a um computador que recebe os dados e os processa. Estes avanços na tecnologia permitem o pós - processamento da imagem, como por exemplo ajustar o contraste melhorando a sua qualidade, o que é claramente uma mais valia para quem interpreta a imagem.

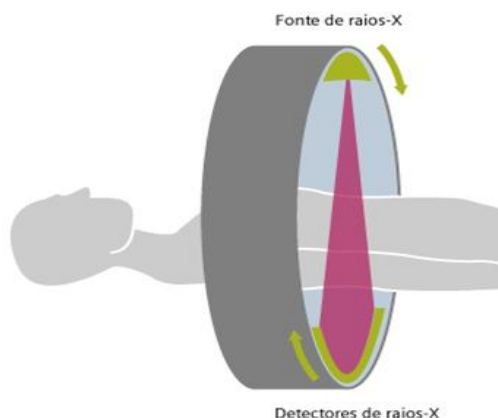
A radiologia digital facilita também a mobilidade dos exames, ou seja, os médicos conseguem ter acesso aos mesmos de uma forma muito mais rápida através de redes locais ou da Internet, sendo ainda possível comparar com exames anteriores já arquivados. Esta digitalização permite também a integração entre exames realizados em tempos diferentes de modo a permitir uma comparação entre ambos e até a evolução de patologias dependente do caso. O armazenamento e transmissão das imagens em formato digital é feita através de sistemas PACS (*Picture Archiving and Communication System* ou em Português - Sistema de arquivo e comunicação de imagens) que por sua vez está integrado no RIS (sistema de informação em radiologia). Os exames são tipicamente arquivados e distribuídos num formato padrão –o DICOM (*digital imaging and communications in medicine*, ou em Português: comunicação de imagens digitais em medicina).[11]

Os médicos podem visualizar os exames arquivados através de visualizadores Web padrão (DICOM) através de redes de computadores e Internet, ou através de dispositivos de armazenamento como o CD, DVD, etc. Sendo que estes últimos são mais utilizados para fornecimento dos exames aos pacientes que os realizam e possível uso noutras instalações.

A Tomografia Computadorizada é um método de diagnóstico por imagem que também utiliza raios-X. Nos equipamentos mais modernos de tomografia são realizadas aquisições volumétricas que permitem reconstituições das imagens em múltiplos planos, inclusive visualizações em 3D. Neste tipo de exames é muitas vezes utilizado um meio de contraste iodado intravenoso, visando obter melhor diferença de contraste entre tecidos normais e eventuais lesões.

Para este tipo de exame a exposição à radiação é superior quando comparada com a radiografia convencional. Este exame é feito por um aparelho específico, constituído por

diferentes partes (4.2.2 Componentes principais do equipamento) e que funciona em diferentes modos (4.8 Modos de funcionamento do equipamento). A parte mais proeminente de um equipamento de tomografia computadorizada é a Gantry (4.3 A Gantry)– uma moldura circular, rotatória com um tubo de raios-X montado de um lado e um detetor no lado oposto (Figura 4.1). Um feixe de raios-X em formato de leque gira o tubo de raios-X e o detetor em torno do paciente. Conforme o detetor gira e a mesa com o paciente se movimenta (4.4 A mesa), milhares de imagens são tiradas em rotação resultando em uma imagem de secção transversal completa do corpo. Baseado nestes dados é possível criar uma visualização 3D, além de visões de diferentes ângulos.



**Figura 4.1** Esquema de aparelho de TC. [9]

## **4.2 Características do equipamento de tomografia computadorizada**

### **4.2.1 Lightspeed VCT da GE Healthcare**

No caso específico do serviço de Radiografia do Hospital São José, o equipamento utilizado trata-se do modelo Lightspeed VCT da GE Healthcare (Figura 4.2) com 64 cortes, ou seja 64 espiras de detectores (explicado abaixo), tendo um peso aproximado de 1.5 toneladas. Algumas das imagens aqui apresentadas foram tiradas durante o processo de manutenção do equipamento.



**Figura 4.2** Modelo Lightspeed VCT da GE Healthcare [13]

#### **4.2.2 Componentes principais do equipamento**

O equipamento de TC possui 4 componentes principais: a Gantry (ver 4.3 A Gantry) que é a estrutura onde se encontra o detetor, o emissor de radiação, etc, que faz rotações em torno do paciente; a mesa (ver 4.4 A mesa), onde o paciente é colocado e posicionado para a realização do exame; a consola que serve de interface entre a máquina e o profissional de saúde aquando da aquisição e visualização de imagem e a Power Distribution Unit (ver secção 4.7 Power Distribution Unit), que compreende todo o circuito elétrico e alimentação do equipamento.

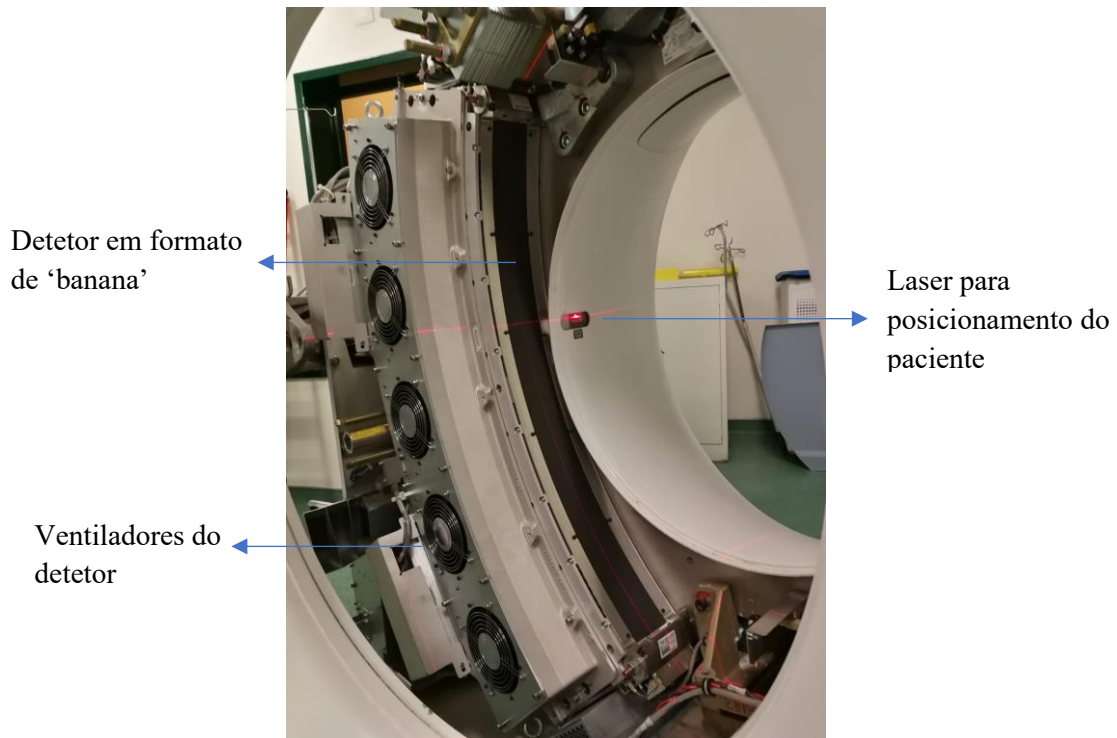
### **4.3 A Gantry**

Na Gantry estão instalados todos os componentes do sistema responsáveis pela aquisição de imagem, ou seja, de emissão e deteção de radiação, destacando-se o emissor de radiação X e o detetor, ver Figura 4.1. Uma vez que esta aquisição é feita através de vários ângulos é necessário que exista uma rotação da mesma. Por esta razão, e pela sua dimensão, esta é considerada a parte principal do equipamento.

O tubo gerador de raios-X de alta tensão, o sistema de ventilação, o detetor em forma de ‘banana’, os colimadores e o motor de rotação estão todos montados nesta parte do equipamento. No tubo gerador é produzida a corrente que pode atingir até 140 kV de diferença de potencial. A produção de raios-X envolve altas temperaturas, sendo que o tubo de raios-X chega a atingir os 600 °C, razão pela qual existe um sistema de arrefecimento junto a este.

São utilizadas 2 antenas para transmissão da informação para o sistema da consola; dentro da Gantry a transmissão de informação é feita através de fibra ótica de modo a tornar o sistema de transferência de dados mais rápido.

A Gantry necessita de uma temperatura estável, para o que existe um termo ventilador que aquece ou arrefece consoante o necessário, ligando e desligando automaticamente. Para além deste, existem outros ventiladores espalhados pelo equipamento, nomeadamente junto ao detetor, Figura 4.3, e na parte superior da Gantry, Figura 4.4. Junto ao detetor existe ainda um sensor de temperatura, parte integrante do sistema de ventilação e controlo de temperatura detetor.



**Figura 4.3** Localização do detetor na Gantry

A Gantry movimenta-se em relação à sua posição vertical inicial (perpendicular à mesa) com uma inclinação de  $+30^\circ$  ou  $-30^\circ$  consoante a necessidade particular da imagem a obter, ver Figura 4.4. Esta inclinação é específica ao modelo em questão, podendo variar consoante o modelo ou mesmo não ser permitida a inclinação da Gantry.



**Figura 4.4** Posição da Gantry a  $30^\circ$  e  $-30^\circ$  relativamente à posição vertical, ou seja, perpendicularmente à cama.

## 4.4 A mesa

A mesa é o local onde o paciente se encontra deitado e, para o modelo em questão, suporta um peso máximo de 200 kg. O seu comprimento é de aproximadamente 1,70 m possuindo uma extensão que pode ser aplicada quando necessário. No caso dos exames à cabeça, existe um encaixe próprio para a sua imobilização. Consoante o objetivo do exame TC a realizar, existem diferentes acessórios que podem ser colocados na mesa para facilitar ou fixar o posicionamento do paciente. Com a necessidade de reprodução do posicionamento, os acessórios tornam-se fundamentais, o que acontece frequentemente na radioterapia ou em patologias onde é necessário repetir o exame e integrar as imagens obtidas nos exames realizados em datas distintas. Igualar o posicionamento em diferentes exames que sejam necessários comparar, facilita a integração das imagens no sistema e a avaliação das mesmas.

A mesa deve aguentar os pesos e os movimentos necessários sem dobrar. As posições do paciente na mesa podem variar consoante a parte do corpo a analisar, mas a mais comum é a posição supina, em que o paciente é colocado na horizontal com a cabeça na direção da Gantry. Em alguns exames a colocação do paciente pode ser oposta, colocando os pés na direção da Gantry. As inclinações dos pacientes na mesa são obtidas através dos acessórios externos que ajudam a fixar a posição dos pacientes, por exemplo das pernas, braços, inclinação do troco, da cabeça, etc.

A mesa desloca-se horizontalmente, no plano perpendicular à Gantry na sua posição inicial e paralelamente ao chão. Este deslocamento é controlado pelos painéis de comando que se encontram em torno da Gantry (existem 4 no total e são todos exatamente iguais) e são utilizados quando é feito o ajuste de posição do paciente diretamente pelo técnico antes do exame. Durante o posicionamento do paciente a mesa também se desloca verticalmente, ou seja, perpendicularmente ao chão e paralelamente à Gantry de modo a facilitar a colocação de pacientes com maior dificuldade motora ou com altura mais baixa. Este posicionamento do paciente é da responsabilidade dos técnicos de radiologia ou radioterapia, consoante as circunstâncias, sendo a intervenção do médico apenas necessária em casos específicos.

Durante o exame a velocidade de deslocamento da mesa é controlada pelo próprio programa, dependendo das características selecionadas para o exame e paciente em causa.

## 4.5 Movimentos da Gantry e da mesa

Durante o posicionamento do paciente, o movimento da mesa é controlado pelos painéis em torno da Gantry e pode ser ajustado adequadamente. Contudo, durante o exame, o movimento da mesa deve estar coordenado com o movimento da Gantry, ou seja, neste caso com o movimento do detetor e do emissor. A mesa desloca-se horizontalmente, mas também verticalmente para ajudar na colocação do paciente, como já foi referido.

Em relação ao movimento do detetor em torno do paciente, para a velocidade máxima do equipamento temos um período de rotação de 350 ms, ou seja, uma velocidade angular de 0,018 rad/ms. Contudo, esta velocidade só é atingida em modo de serviço, ou seja, durante um procedimento de manutenção. Durante um exame a velocidade máxima corresponde a um período mínimo de 400 ms. Para o modelo referido, este movimento da parte rotativa da Gantry é feito no sentido dos ponteiros do relógio.

Durante a aquisição de dados, ou seja, durante um exame, as velocidades da mesa e do detector estão sincronizadas adequadamente para a aquisição da imagem a obter. Esta relação dá origem ao *pitch* (3.1.6 Pitch).

## 4.6 O detector

A geometria do detector deste equipamento é retangular com uma ligeira curvatura, sendo vulgarmente chamado de ‘banana’ (Figura 4.3). As retas definidas pelas extremidades do semicírculo do detector com o emissor (colocado no lado oposto ao detector), fazem um ângulo de 120° entre si.

Ao longo do comprimento maior do retângulo do detector, existem 64 células detetoras, denominadas também linhas ou canais. No lado de comprimento menor do retângulo do detector, existem 912 células detetoras.

Em cada rotação da Gantry, no presente modelo do equipamento, o detector pode realizar 64 cortes por rotação, usando os 64 canais. Quando são usados 32 canais, estes são agrupados 2 a 2. O número máximo de cortes é característico do modelo, variando de modelo para modelo.

Cada célula detetora tem uma largura de 0,625 mm, espessura nominal de corte. Assim, quando o detector efetua 64 cortes em cada rotação, a imagem adquirida nessa rotação tem uma espessura total de 4 cm. O detector está dividido em lado A e B, em que cada lado possui 32 canais, o que perfaz no total os 64 canais do detector de 4 cm. Na

Figura 4.5 está representada metade do detector (lado A). Para a mesma largura do detector, a qualidade da imagem obtida será melhor, quanto mais fina for a largura da célula detetora, ou seja, da espessura nominal de corte, sendo usados mais canais.

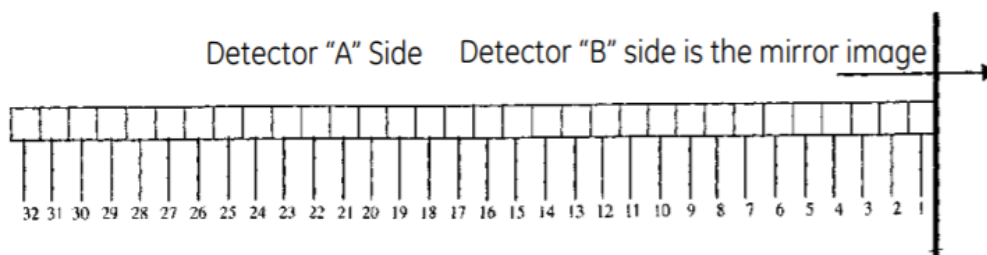
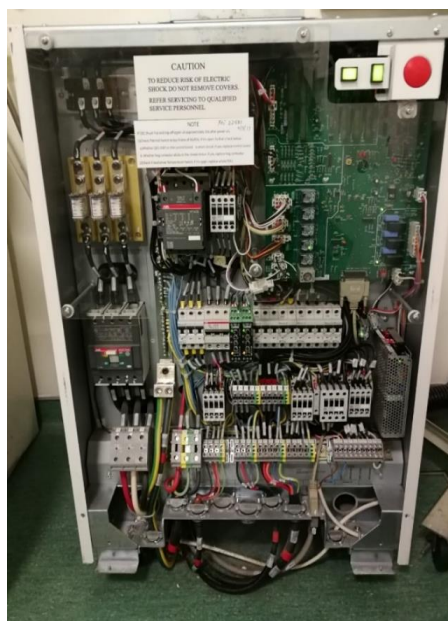


Figura 4.5 Esquema dos canais do detector [14]

## 4.7 Power distribution unit

A Power distribution unit (em português unidade de distribuição de energia) é uma unidade fundamental, uma vez que os equipamentos são fabricados no Estados Unidos da América e são feitos para uma tensão de rede diferente daquela que a rede elétrica portuguesa fornece. Para além desta unidade fazer a conversão de tensão necessária, também serve de amplificador de tensão para fornecer à Gantry a energia necessária ao seu funcionamento.

Na Figura 4.6 pode visualizar-se o interior da Power distribution unit.



**Figura 4.6** Power Distribution Unit

## 4.8 Modos de funcionamento do equipamento

Existem 3 modos de funcionamento do equipamento: axial, cine ou helicoidal. O modo axial é o mais utilizado e funciona por disparos sequenciais. Neste modo, por cada volta dada à mesa (360°) pelo detetor, o emissor de raios-X faz apenas um disparo contínuo. Seguidamente há um avanço da mesa e um novo disparo.

O modo helicoidal por sua vez corresponde a um disparo contínuo para todo o exame. Este modo permite uma aquisição mais rápida e contínua de dados. Contudo, para uma mesma área a analisar, a dose de radiação será maior em comparação com o modo anterior. Este modo exige uma sincronização mais exata do movimento da cama com o da Gantry.

O modo cine, por sua vez, corresponde à incidência de radiação numa única zona. É usado no caso de exames de tomografia para áreas muito localizadas. Contudo, em TC, este modo exige um cuidado acrescido devido aos perigos existentes na incidência de radiação por um período alargado de tempo numa mesma zona do corpo (queimaduras na pele, etc).

Existem também 2 modos de exame relacionados com o movimento da Gantry em relação ao corpo: *segment* ou *full*. O modo *segment* corresponde a um movimento do detetor de 230° em torno do corpo, ou seja, fixando o eixo longitudinal do paciente, a rotação em torno deste é de 230°. Neste caso, apenas uma parte do corpo é usada para a formação da imagem. O modo *full* corresponde aos 360°, ou seja, fixado o mesmo eixo, o detetor efetua uma volta completa em torno do corpo.

## 4.9 Planeamento de um exame

### 4.9.1 Imagem de referência: *scout*

A primeira imagem obtida do paciente, chamada de imagem de referência, *scout* ou topograma, é uma imagem bidimensional e é feita com o objetivo de localizar a zona de incidência

da radiação para a imagem clínica pretendida. É através desta imagem que é marcada a região a ser observada no exame. Esta imagem possui por norma, uma extensão superior aquela a ser analisada posteriormente. A dose de radiação requerida para aquisição da imagem *scout* não é utilizada para o cálculo da dose total de radiação administrada ao paciente, por se tratar de uma dose desprezável (muito inferior) quando comparada à dose necessária para a realização da imagem a ser analisada.

A imagem *scout* também serve de referência para a localização do corpo relativamente à máquina, uma vez que é suposto não existir deslocamento do paciente entre a aquisição desta imagem e a obtenção da imagem a examinar.

#### **4.9.2 Estimativa de dose**

A estimativa de dose que será necessária administrar ao paciente é feita pelo programa informático instalado na consola do próprio equipamento de TC. Esta estimativa é feita de acordo com o protocolo definido no início do exame. Estes protocolos são escolhidos antes do início do exame consoante a zona do corpo a analisar, a patologia a identificar e o tipo de paciente: adulto ou criança e sexo.

Depois do protocolo escolhido, e como referido anteriormente, a *scout* é obtida para determinar a dimensão do volume a analisar. Através do volume escolhido e do protocolo a usar, a dose é calculada pelo programa informático. Esta determinação é baseada em estudos previamente feitos no próprio equipamento utilizando fantomas. Estes estudos com fantomas são feitos regularmente durante as manutenções do equipamento realizadas pelo próprio fabricante ou, idealmente, em verificações semanais de controlo de qualidade.

O objetivo dos controlos de qualidade feitos pelo fabricante, ou pelos utilizadores do equipamento, é verificar que a dose de radiação emitida durante o exame corresponde efetivamente à que é calculada e exibida pelo programa. Adicionalmente, podem também servir para analisar a qualidade da imagem obtida. O próprio equipamento efetua uma estimativa de dose e esta pode ser expressa por diversas quantidades: DLP, CTDI ou outras medições possíveis de realizar também com recurso a um fantoma. A máquina é calibrada aquando da sua instalação e as doses são calculadas para cada protocolo e para as suas diferentes características (extensão, número de cortes, etc) aquando da aquisição de imagem. Contudo, ao longo do tempo, e com a sua regular utilização, é normal alguma desafinação do equipamento, significando que as determinações feitas pelo programa informático não correspondam à realidade, o que requiere calibrações periódicas.

A dose estimada pelo programa para cada exame é suscetível de sofrer alterações. Estas podem ocorrer por uma diminuição do volume a analisar ou, então, através da escolha de certos parâmetros do exame, sejam estes a intensidade de corrente ou a diferença de potencial. A dose estimada corresponde a parâmetros otimizados para a qualidade de imagem requerida, mas, consoante o caso, podem ser alterados de modo a minimizar a dose sem pôr em causa o diagnóstico médico.

#### **4.9.3 Parâmetros que influenciam a dose**

Como indicado na secção acima (4.9.2 Estimativa de dose), o cálculo da dose é feito consoante o protocolo escolhido. Os parâmetros do protocolo, como a zona do corpo a analisar, a *scout* e a dimensão do volume a analisar vão influenciar a dose. Contudo, existem outros parâmetros que podem ser alterados posteriormente à escolha do protocolo e que irão direta ou indiretamente influenciar a dose.

A intensidade de corrente e a diferença de potencial (ddp) podem ser alteradas mesmo depois do protocolo e do *scout* serem realizados, e irão ter influência na dose de radiação administrada. Esta é diretamente proporcional à intensidade de corrente e tem dependência polinomial na ddp.

O contraste requerido entre os ossos e os órgãos é fundamental para a qualidade da imagem a observar. No entanto, este contraste na imagem pode variar ao longo do exame. Os valores que caracterizam o contraste, intensidade de corrente e diferença de potencial, por exemplo, podem ser fixos durante todo o exame, ou seja, para os vários cortes efetuados ou podem variar. A variação no contraste da imagem pode ser determinada através de um ajuste utilizando a imagem *scout*. Este ajuste consiste em fazer variar a intensidade de corrente durante o exame consoante a anatomia do paciente e definir um valor máximo e um valor mínimo para a intensidade de corrente. Este tipo de ajuste ajuda a minimizar a dose de radiação, mas pode danificar a imagem final obtida, uma vez que podem existir zonas de interesse com qualidade de imagem inferior. O objetivo deste modo é minimizar a dose nas zonas de menos interesse a observar.

Também é possível concluir que os diferentes modos de funcionamento do equipamento vão influenciar a dose de radiação utilizada. No caso do modo *segment* (ver 4.8 Modos de funcionamento do equipamento) a dose é mais reduzida, uma vez que o detetor não executa uma rotação de 360° em torno do eixo longitudinal do paciente, como no modo helicoidal, mas de um ângulo menor. Este modo pode ser utilizado quando a zona a observar é reduzida, por exemplo apenas uma mama e não o tórax inteiro ou apenas uma perna.

O modo axial, em vez do helicoidal também minimiza a dose para o mesmo tipo de exame.

O modo utilizado influencia sempre a dose administrada, sendo o objetivo conseguir, consoante o caso e o paciente, obter a mínima dose possível sem pôr em causa a qualidade da imagem pretendida (método ALARA: ‘as low as reasonably achievable’).

#### **4.9.4 Contraste**

A qualidade da imagem pode ser melhorada usando um composto à base de iodo (não radioativo), o qual tem uma densidade aproximada à dos ossos. Este composto é injetado no sistema vascular do paciente, indo-se concentrar nas zonas com patologia, por estas serem especialmente irrigadas sanguineamente. Devido à sua densidade superior à dos restantes componentes do corpo humano (com a exceção dos ossos), as zonas com maior concentração de iodo (zonas com patologia) dispersam a radiação com maior intensidade, gerando uma imagem que evidencia mais claramente a zona com patologia, resultando numa imagem de melhor qualidade para o propósito clínico. Este composto é vulgarmente chamado de contraste, uma vez que a sua utilização aumenta o contraste na imagem nas zonas adequadas.

## Capítulo 5

# Visitas ao Serviço de Radiologia do Hospital de São José

### 5.1 Contextualização das visitas

Com o objetivo de uma abordagem prática ao equipamento de Tomografia Computadorizada (TC), assim como ao processo de realização deste tipo de exames, ocorreu uma deslocação ao serviço de Radiologia Central do Hospital São José.

No dia 7 de novembro de 2018, acompanhada pela Professora Ana Arriaga e por amabilidade da Técnica Paula Madeira que acompanhou toda a visita, foi possível assistir à realização de um exame de TC ao abdómen a uma senhora com idade compreendida entre os 70 e 80 anos e com suspeita de abcesso nos rins ( ver 5.2 Condições para um exame de abdómen).

A segunda visita ao serviço de Radiologia Central do Hospital São José, decorreu no dia 22 de novembro de 2018 no âmbito de uma visita por parte da GE Healthcare para manutenção do equipamento Lightspeed VCT acima descrito (4.2.1 Lightspeed VCT da GE Healthcare). Este processo de manutenção é feito, no caso deste equipamento, de 3 em 3 meses por um profissional credenciado da empresa GE Healthcare. Esta manutenção do equipamento foi feita pelo Engenheiro António Santos (ver 5.3 Manutenção do equipamento).

### 5.2 Condições para um exame de abdómen

No dia 7 de novembro de 2018 foi realizado um exame de TC ao abdómen a uma paciente do sexo feminino, com idade compreendida entre os 70 e os 80 anos, com suspeita de abcesso nos rins. Este exame foi realizado pela Técnica Paula Madeira.

O exame começou com a aquisição da imagem *scout* do paciente. Esta imagem é obtida com uma extensão superior à necessária para o exame pretendido (ver 4.9.1 Imagem de referência: *scout*). Foi utilizada uma corrente de 20 mA e durante o exame uma ‘velocidade’ de deslocamento da mesa de 55 mm por rotação da Gantry (55 mm/rot).

Para o caso deste exame foram necessárias 336 imagens do abdómen, transversais ao plano que “contem” o corpo. Este número pode variar consoante os parâmetros selecionados e as dimensões do próprio paciente. Foi aumentada a espessura do corte, tendo sido utilizado uma espessura de corte de 1,25 mm no detetor, o que corresponde a 2 células detetoras. Este valor corresponde ao dobro do valor mínimo da célula detetora (0,625 mm), o que significa que, por sua vez, o número de cortes por rotação foi reduzido para metade do máximo que pode ser utilizado (62 cortes, 4.6 O detetor). Foram então efetuados 32 cortes por rotação, de modo a utilizar a espessura total do detetor (4 cm). Quanto mais pequena for a célula detetora melhor será a qualidade de imagem, pois o detalhe da mesma será maior, contudo, exige uma maior dose. Por esta razão deve sempre ser feito um balanço em relação ao número de cortes necessário para o detalhe exigido para diagnóstico.

Como explicado anteriormente, os protocolos são selecionados no início do exame, consoante o paciente, o tipo de exame, a zona a estudar e a informação clínica que é transmitida. No caso desta paciente, o exame ao abdómen exigiu uma extensão de imagem um pouco superior à do típico exame do abdómen, uma vez que era fundamental que a observação dos rins e zonas adjacentes fosse clara. Apesar dos protocolos serem previamente estipulados, a *scout* serve para delimitar o volume a observar, que pode ser sempre adaptado consoante o paciente e indicação médica.

## **5.3 Manutenção do equipamento**

No dia 22 de novembro de 2018 foi feita a manutenção do equipamento de TC do serviço de radiologia central do Hospital de São José. Este serviço de manutenção é feito por um especialista da marca do equipamento, GE Healthcare e ocorre de 3 em 3 meses para este modelo específico.

Esta manutenção segue um procedimento estipulado pela própria marca e tem a duração de aproximadamente 6 h. É da responsabilidade de um engenheiro qualificado pela GE Healthcare, neste caso pelo Engenheiro António Santos. Devido a pressões de serviço para uso do equipamento, que fica temporariamente inutilizável, foi necessário restringir a manutenção a 5 h. Esta manutenção tem uma grande componente de limpeza. No fim de todo o processo de limpeza e verificação de anomalias, são também realizados testes com um fantoma da empresa GE Healthcare para calibração da máquina e estatística da própria máquina e empresa.

Para esta intervenção específica havia a indicação de que o equipamento estaria a fazer um barulho fora do normal durante a sua utilização. Este ruído estaria provavelmente associado à correia de transmissão que permite o movimento de rotação da Gantry.

### **5.3.1 Ruído causado pela correia de transmissão**

Como previsto, o ruído gerado era proveniente da correia de transmissão do motor que faz a parte móvel da Gantry rodar (Figura 5.1). A frequência de vibração desta corrente é verificada manualmente: é feita pressão com o dedo sobre a mesma até esta se deslocar perpendicularmente ao movimento da corrente, aproximadamente 1 cm. É a frequência de vibração da corrente, após pressão efetuada na mesma, que é medida através de um programa específico que o Engenheiro António Santos possuía no seu computador utilizando um detetor (mini microfone) associado a este que encostava junto à corrente em vibração.

Esta corrente de transmissão deveria ter uma frequência de vibração até 102 Hz e quando testada verificou-se uma frequência de 112 Hz, revelando que se encontrava sob uma tensão excessiva que estaria a provocar o ruído detetado. Para solucionar este problema, foi dada ‘folga’ à corrente até esta atingir uma frequência de vibração de 100 Hz. Esta frequência de vibração foi monitorizada manualmente até atingir um valor dentro do intervalo estipulado como aceitável.

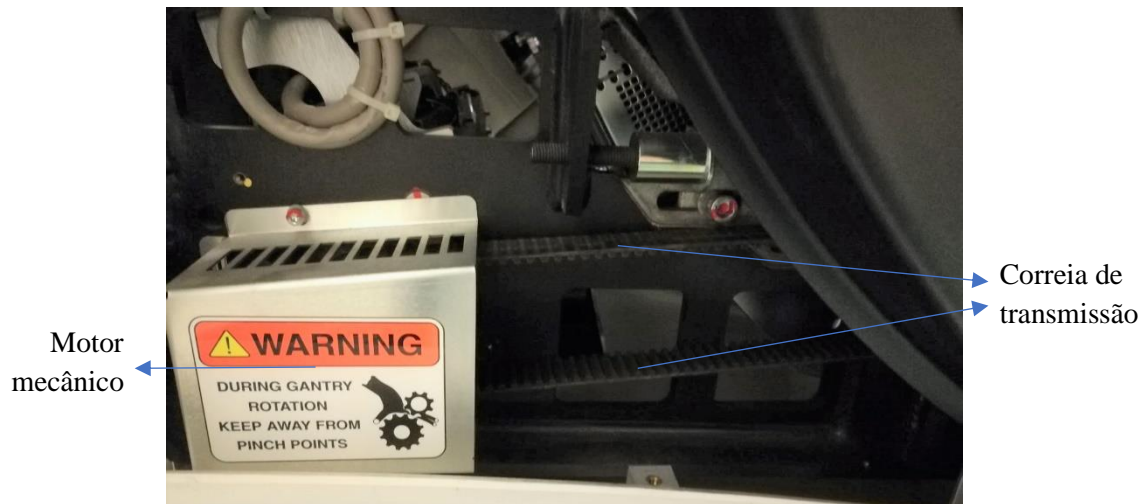


Figura 5.1 Motor e a sua correia de transmissão

### 5.3.2 Limpeza e processo de manutenção

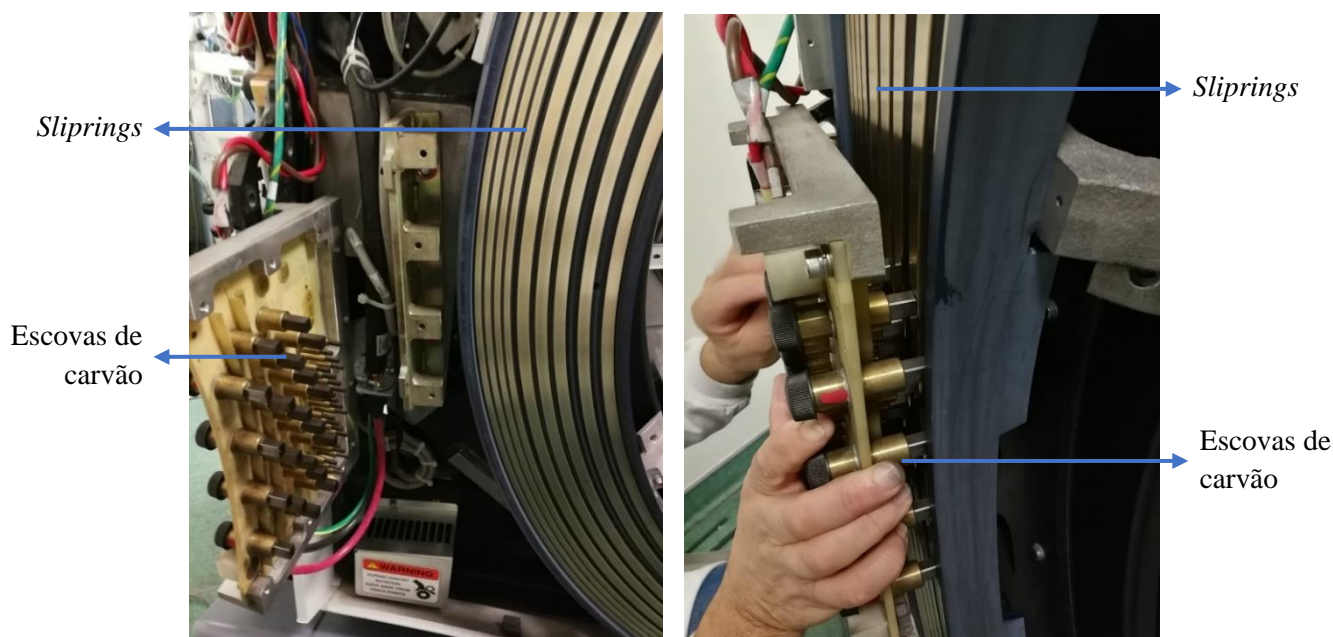
A limpeza de todo o equipamento é uma parte fundamental do processo de manutenção. Os ventiladores acumulam muito pó que precisa de ser limpo regularmente para o bom funcionamento do equipamento. Para além dos ventiladores também os lasers, que fazem a marcação da posição do paciente (Figura 4.3), apanham muito pó, o que muitas vezes leva à atenuação do feixe de luz que acaba por não se conseguir ver. Este é um problema que ocorre com frequência neste tipo de máquinas.

Durante o funcionamento do equipamento, a vibração proveniente dos movimentos efetuados pela parte móvel da Gantry leva a que alguns componentes se vão soltando. É muito importante que todos os parafusos que fixam esses componentes, sobretudo os mais importantes e mais pesados, estejam bem apertados, para o que é utilizada uma chave de torque.

A chave de torque, ou torquímetro, é a ferramenta usada quando se precisa de uma precisão específica na tensão a aplicar aquando do ajuste dos parafusos. Alguns dos componentes do aparelho têm valores de tensão recomendados pela própria fabricante da máquina para os parafusos que os fixam.

Uma parte muito importante da manutenção é a limpeza e lubrificação dos *sliprings* (ver explicação abaixo e Figura 5.2). Esta limpeza é feita com uma *brush power* (que é uma escova de limpeza especial) que serve para retirar os resíduos de carvão que ficam nas partes metálicas, sendo também aplicado um lubrificante, vulgarmente chamado de massa.

A rotação contínua do sistema de tubo de raios-X, emissor e dos detetores em formato ‘banana’ só é possível graças à tecnologia dos anéis deslizantes conhecidos como *sliprings*. Estes são sistemas eletromecânicos que consistem em anéis circulares condutores e sistemas de escovas que transmitem energia elétrica ao longo da interface de rotação. Nos *sliprings* as linhas condutoras formam círculos concêntricos no plano de rotação. As escovas são conjuntos de fios que podem receber ou transmitir energia permitindo que os seus componentes de contacto se movimentem.



**Figura 5.2** Sliprings e escovas de carvão

Os *sliprings* transmitem corrente elétrica, ficam fora da zona de calor (da parte de trás do equipamento) e é através das escovas de carvão que a corrente é transmitida. Estas escovas de carvão são boas condutoras e estão sujeitas a um grande desgaste devido à rotação dos *sliprings*. Possuem uma marca que indica quando a sua substituição necessita de ser feita. Apesar de sofrerem um grande desgaste, é escolhido carvão pois qualquer outro material iria riscar e por isso danificar os *sliprings*. Deste modo só o carvão é desgastado e acaba por ser facilmente substituído quando necessário, para além de ser um bom condutor.

Durante o processo de manutenção são também medidas as condições de temperatura e de humidade da sala onde se encontra o equipamento. Estas são necessárias para eventuais cálculos e para confirmar que o equipamento funciona em condições aceitáveis. Neste caso a temperatura da sala estaria a 22°C e a humidade relativa a 56%.

### 5.3.3 Análise com fantoma

Os testes feitos com o fantoma servem para verificar a qualidade de imagem. O fantoma é constituído por água e plástico com pequenas saliências no meio (ver Figura 5.3) que depois são analisadas na imagem obtida. O fantoma utilizado é um fantoma de controlo de qualidade de imagem, uma vez que serve para avaliar a mesma.

Primeiramente é feito um aquecimento do equipamento chamado de ‘*warm-up*’, e de seguida são feitas duas rondas de testes. A primeira com uma ddp de 140 kV e uma intensidade de corrente de 335 mA. A segunda com uma ddp de 120 kV e uma intensidade de corrente de 770 mA. Estes testes servem para verificação da qualidade de imagem obtida com o fantoma.



**Figura 5.3** Fantoma para controlo de qualidade de imagem do fabricante GE Healthcare.

# Capítulo 6

## Níveis de Referência de Diagnóstico

### 6.1 Definição de NRD

O Decreto-Lei n.º108/2018 [2], no seu Artigo 4.º, alínea bm) define os Níveis de Referência de Diagnóstico como:” «Níveis de referência de diagnóstico» são definidos como os níveis de dose nas práticas médicas de radiodiagnóstico ou de radiologia de intervenção, ou, no caso de radiofármacos, os níveis de atividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho padrão, ou em fantasmas padrão para tipos de equipamento de definição alargada.”

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) tem por missão fornecer orientações e recomendações sobre a proteção radiológica referente a exposições a radiação ionizante. Em particular, recomenda o uso de conceitos, terminologia e processos bem definidos e, no que respeita aos NRDs, sugere uma forma concreta para a sua determinação. Em Portugal, a entidade competente para estabelecer, e rever periodicamente os NRDs é a Agência Portuguesa do Ambiente (APA), de acordo com o Decreto-Lei n.º 108/2018.

A definição usual de NRD corresponde ao valor correspondente ao percentil 75 das medianas das distribuições de quantidade de NRD observadas em unidades de saúde para um exame específico. Os valores de NRDs não têm uma derivação matemática de primeiros princípios científicos, derivam de uma análise estatística com o objetivo de avaliar se o valor mediano de uma quantidade de NRD obtida para um grupo representativo de pacientes dentro de uma faixa de peso acordada é anormalmente alto ou baixo para esse procedimento específico. A atual recomendação da ICRP estabelece o percentil 75, ou terceiro quadrante, da distribuição como o separador inicial entre valores aceitáveis e excessivos.

A estimativa do NRD pode passar pela medição de doses em equipamentos com utilização de fantasmas antropomórficos. Convém notar, no entanto, que isto pode não ser apropriado pois não reflete necessariamente os requisitos clínicos e técnicos para a realização de imagens médicas. A ICRP recomenda o uso de NRDs para várias modalidades, quer seja em procedimentos de diagnóstico, de intervenção ou em imagens pediátricas. Estabelecer NRDs é uma forma de investigação para fins de otimização e proteção. Assim, o NRD é uma quantidade ou valor, mas também corresponde à avaliação de um processo. O cálculo de NRD pode ser feito a nível nacional, se tomarmos em consideração exames realizados no país inteiro, a nível regional ou até a nível local, se forem usados exames apenas de um local, como um hospital ou um centro clínico.

Estabelecer NRDs ajuda a identificar erros comuns realizados no processo de exames que utilizam radiação ionizante e pode sugerir modificações e melhoramentos das práticas, com a consequente otimização de dose administrada ao paciente. Manter a qualidade da informação fornecida para diagnóstico é muito importante, mas é também importante reduzir a exposição do paciente à radiação ao mais baixo nível possível (princípio ALARA – *As Low as Reasonable Achievable*, tão baixo quanto possível). Este equilíbrio é muitas vezes difícil de atingir. A otimização dos processos de diagnóstico utilizando radiação ionizante, resulta muitas vezes na diminuição da dose administrada, mas pode resultar também, em casos específicos, no aumento da mesma.

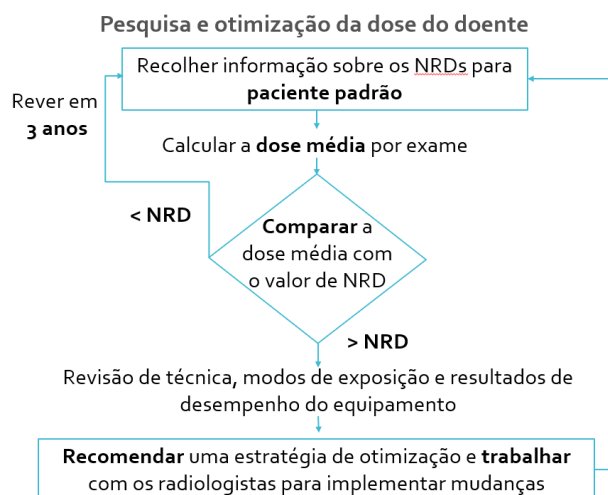
Os valores de dose estabelecidos como NRDs estão relacionados com a quantidade de radiação emitida e não com a quantidade de dose absorvida pelos tecidos e órgãos do paciente. Por esta razão toma-se em consideração um paciente padrão (6.3.2 Paciente ‘padrão’), o que pode significar um problema quando consideramos por exemplo uma mamografia, pois a dose absorvida depende da espessura da pele, que pode variar com a idade, tamanho, peso ou outros fatores. Considerando dois pacientes diferentes, logo espessuras de pele diferente, a mesma quantidade de radiação emitida durante a aquisição de uma imagem para exame de diagnóstico, pode criar exames com diferentes qualidades de imagem, o que pode interferir com o diagnóstico realizado.

Na medicina nuclear (ver 2.4 Utilização da radiação ionizante em medicina), a comissão do ICRP recomenda que os NRDs sejam estabelecidos em termos de dose administrada ou preferencialmente, dose administrada por peso.

No caso de exames de TC, na escolha do procedimento a adotar para o exame, não existem protocolos padrão com descrição e nome idênticos nas diferentes instituições. Por norma, cada instituição segue um protocolo interno. Esta desarticulação entre instituições pode dificultar o processo de cálculo do NRD. No início do exame existe a necessidade de especificar, em detalhe, o objetivo clínico associado ao procedimento e a região do corpo a examinar, a sua dimensão. Por exemplo, em exames aos rins, para despiste de pedras nos rins, pode ser administrada uma quantidade de radiação menor do que para o mesmo exame com outro fim, como para detetar metástases cancerígenas por exemplo. O objetivo clínico do exame, pode e deve ser tomado em consideração aquando da escolha de dose de radiação a administrar. Contudo, quando são feitas as estatísticas para cálculo de NRD, não existe diferenciação do propósito do exame e da dose de radiação por ele determinada.

Em pediatria existe uma grande variedade de tamanhos de pacientes, desde bebés prematuros a adolescentes obesos. Por esta razão não pode ser considerado um paciente padrão. Nestes casos os corpos são mais pequenos e por isso os órgãos que não estão a ser observados no exame, têm maior probabilidade de estar mais próximos do feixe primário do exame de raio-X. É precisamente nestas situações que é necessário uma colimação precisa do feixe. Em pediatria as classes por idades não devem ser aplicadas, sendo também usadas as classes por peso. A pediatria tem os seus próprios NRDs que são calculados de forma mais complexa.

Os valores NRD devem ser atualizados regularmente para que a otimização continue acompanhando o constante aperfeiçoamento do hardware e software e, ainda de novas técnicas de imagem. Na figura abaixo (Figura 6.1), é explicado como a otimização do processo é feita.



**Figura 6.1** Esquema de atualização regular de NRDs (em inglês DRL- diagnostic reference levels) [8]

Conforme explicado na Figura 6.1, a avaliação da situação para se prosseguir o processo de otimização deve ser feita a cada período de 3 anos. O processo é feito conforme explicado em seguida. Uma instituição coleta dados de dose para pacientes com o tamanho padrão e calcula a dose mediana por exame. É necessário ter em consideração qual a definição de um paciente padrão para a localização geográfica em que o NRD é calculado (6.4 Método matemático para cálculo de NRD). Este valor de dose deve ser comparado com os valores de NRD estabelecidos nacional ou internacionalmente para o exame específico em causa, e, se estiver abaixo do terceiro quartil, é sinal que a instituição seguiu até aquele momento os valores recomendados. Se o valor estiver acima do terceiro quartil, é necessária uma revisão das técnicas adotadas, às configurações de exposição e os resultados de desempenho do equipamento. A ordem correta para prosseguir neste último caso é com uma avaliação de três etapas: avaliar o equipamento, avaliar os protocolos de procedimento e avaliar a técnica do operador, que neste caso correspondem aos técnicos responsáveis pela realização dos exames em causa. O último passo é o processo de analisar, recomendar e implementar alterações às metodologias utilizadas. Este processo pode ser o mais difícil já que se trata normalmente de um profissional da área com mentalidades e hábitos já enraizados. As outras duas etapas são mais fáceis de avaliar e corrigir. Sendo que todas são necessárias à otimização do processo de obtenção de imagem utilizando radiação ionizante.

## 6.2 Necessidade de estabelecer NRDs

Atualmente, a medicina desenvolve-se rapidamente e a criação de imagens e tratamentos médicos usando radiação ionizante são apenas um exemplo de como as tecnologias avançam. As técnicas e equipamentos são cada vez mais sofisticados e modernizados. No caso de criação de imagens, conseguimos obter uma qualidade de imagem cada vez melhor e mais detalhada. Este crescimento na área faz deverá fazer com que seja possível diminuir a dose de radiação ionizante utilizada quando estes exames são efetuados. A rapidez no desenvolvimento tecnológico obriga a uma rápida adaptação e otimização dos NRDs.

Existe um desafio constante para os profissionais de saúde acompanharem todas as mudanças e avanços das tecnologias. A linguagem usada regularmente é complexa e pode ser confusa para aqueles que não são especialistas na área, por exemplo, os médicos que prescrevem os exames ou tratamentos usando radiação ionizante ou mesmo os técnicos responsáveis pela sua

realização. Estabelecer NRDs tem também como objetivo fornecer esclarecimentos na terminologia utilizada. O público-alvo são todos aqueles que tem uma responsabilidade primária ou secundária no uso da radiação ionizante com fins médicos: físico médico, médico, técnico de radiologia, radioterapia e outros.

Para além do esclarecimento das terminologias, estabelecer NRDs é uma das formas de proteger os pacientes otimizando as doses. Esse processo de otimização consiste em adquirir informações sobre doses para diferentes procedimentos em diferentes instituições e países. Há uma ampla distribuição de doses dos pacientes para o mesmo procedimento, mesmo nas mesmas instalações. Mudar esses hábitos e mentalidades é um desafio, é necessário uniformizar este processo. Estabelecer NRDs é também uma necessidade e uma obrigação perante o rápido desenvolvimento tecnológico dos equipamentos utilizados.

### **6.3 Considerações para estabelecer NRDs**

Ainda há muita discussão sobre a maneira como os NRDs devem ser estabelecidos. Cada exame tem as suas próprias particularidades devido às suas especificações e áreas anatómicas. No entanto, existem algumas considerações generalizadas para todos os exames e que devem ser levadas em consideração ao estabelecer os NRDs em geral. As quantidades de NRD para exames específicos podem variar de acordo com o tipo de detetor da máquina utilizada, devido a diferenças de sensibilidade, modernização do equipamento, etc.

A tomografia computadorizada é um método de imagem com doses relativamente altas e, portanto, recebeu uma alta prioridade nos esforços de otimização. Os procedimentos de TC fornecem aproximadamente 50% da dose efetiva coletiva de exposições médicas e odontológicas em muitos países [15]. Na tabela abaixo estão alguns dos exames que usam radiação ionizante e a respetiva percentagem da frequência total de todos os exames de radiologia e a percentagem de contribuição para a dose coletiva em Portugal (dados de 2012).

**Tabela 6.1** Frequência e contribuição da dose coletiva para diferentes tipos de exames e regiões anatómicas, utilizando radiação ionizante [16]

Tipo de exame	Técnica comum	% da frequência total	% da dose efectiva colectiva total
<b>Radiografia</b>			
1. Tórax	Frente (PA) e Perfil	12 - 29	0,7 - 5,2
2. Coluna Cervical	Frente e Perfil	2,0 - 5,4	0,05 - 2,3
3. Coluna Dorsal	Frente e Perfil	1,0 - 3,1	0,5 - 3,7
4. Coluna Lombar	Frente e Perfil	2,8 - 9,6	2,0 - 17
5. Mamografia	Crânio Caudal e Obliqua Médio Lateral	0,3 - 15	0,6 - 4,7
6. Abdómen	Frente	1,1 - 4,3	1,1 - 4,7
7. Bacia e Anca	Frente ou Frente + Perfil Anca	6,3 - 10	2,8 - 9,4
<b>Radiografia/fluoroscopia</b>			
8. Transito Esofago-Gastro-Duodenal	2 a 3 min fluoroscopia; 5 - 20 imagens	0,3 - 0,9	0,8 - 5,9
9. Clister Opaco	~ 2 min fluoroscopia; 5 - 10 imagens	0,1 - 2,0	0,5 - 13
10. Trânsito do Intestino Delgado	~ 5 min fluoroscopia; 5 - 20 imagens	0,05 - 0,3	0,2 - 1,6
11. Urografia Intravenosa	Frentes AP após injeção de contraste	0,3 - 2,0	1,2 - 8,7
12. Angiografia Cardíaca	~ 5 min fluoroscopia	0,2 - 1,3	1,0 - 9,9
<b>Tomografia Computorizada (TC)</b>			
13. TC Crânio-Encefálica	Com ou sem contraste	1,8 - 5,4	3,0 - 7,9
14. TC Pescoço	Sem contraste	0,06 - 0,9	0,1 - 1,1
15. TC Tórax	Com ou sem contraste, std ou alta resol.	0,5 - 1,5	6,1 - 12
16. TC Coluna	Com ou sem contraste	0,3 - 2,8	1,5 - 13
17. TC Abdómen	Com ou sem contraste	0,01 - 3,0	1,9 - 26
18. TC Pélvica	Com ou sem contraste	0,03 - 1,5	0,3 - 9,7
19. TC Toraco-Abdómino-Pélvica	Com ou sem contraste	0,1 - 5,6	1,1 - 27
<b>Intervenção</b>			
20. Angioplastia Coronária	Com insuflação de balão (coloc stent)	0,1 - 0,3	0,5 - 3,6
<b>TOTAL 1-20</b>		<b>50-70</b>	<b>70-90</b>

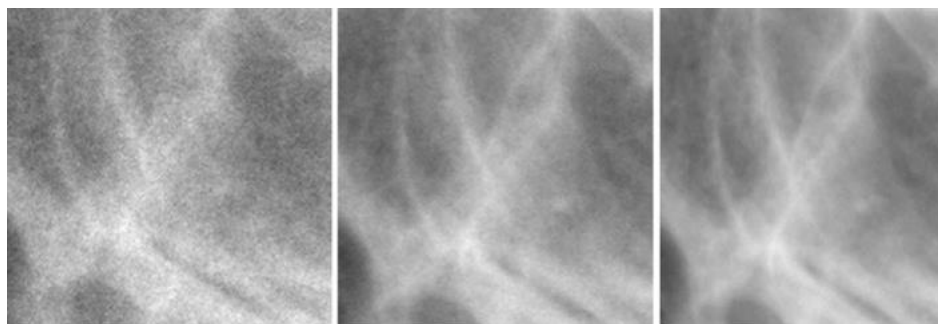
### 6.3.1 Qualidade de imagem

Para além da diferenciação do tipo de exame e da região anatómica a analisar, existem considerações a ter em relação à qualidade de imagem, ao tipo de paciente e à comparação com NRDs obtidos a nível internacional. A qualidade de imagem é o requisito principal aquando a sua aquisição, de modo a que o diagnóstico médico seja bem-sucedido e não seja necessário a repetição do exame, que iria resultar em maior dose para o paciente. A definição do paciente padrão é necessária para que exista conformidade dos contextos em que os dados são obtidos e comparados. Ambos estes critérios podem influenciar a comparação dos NRDs obtidos, locais ou nacionais, com os NRDs internacionais, pois apenas quando estes NRDs são calculados com o mesmo critério e condições é que a sua comparação pode ser válida.

Os valores de NRDs não são indicadores da qualidade da imagem em exames com radiação ionizante. Critérios para caracterização da qualidade da imagem devem ser definidos e acordados, para que a qualidade da imagem não seja negligenciada. Em teoria, poderia ser possível escolher uma dose de referência abaixo da qual as doses seriam insuficientes para fornecer uma qualidade de imagem suficientemente boa para o diagnóstico médico. No entanto, esses níveis de referência baseados apenas na qualidade de imagem, são muito difíceis de definir porque fatores diferentes da dose podem influenciar a qualidade da imagem. A qualidade de imagem pode depender do tipo de diagnóstico necessário, das características do próprio paciente e, principalmente, do equipamento utilizado. Um equipamento mais moderno consegue uma qualidade de imagem melhor utilizando a mesma dose que um equipamento mais antigo. Acresce que a qualidade da imagem pode depender das condições do paciente aquando a aquisição de imagem, quer seja pela posição em que é colocado ou pela imobilização do mesmo aquando da

aquisição. Alguns destes fatores podem ser contornados pelo técnico responsável pelo exame, adequando a posição e a comunicação com o paciente para as condições do mesmo. A maior prioridade para qualquer exame por imagem é esta ser suficiente para o diagnóstico clínico. Para conseguir isso, os detalhes e qualidade da imagem da zona anatômica a analisar devem fornecer todas as informações de diagnóstico necessárias para que o objetivo clínico não seja comprometido. Este comprometimento pode levar à repetição de exame que iria expor o doente novamente a radiação, sendo esta uma prática nada recomendável.

A otimização do processo de realização do exame deve ter em conta um equilíbrio entre a qualidade da imagem e a dose administrada no paciente, ver **Figura 6.2**. A qualidade da imagem deve ser mantida a um nível adequado à medida que a quantidade de radiação diminui. Ou seja, perde-se o interesse em diminuir a radiação administrada ao paciente se a qualidade de imagem obtida for inferior à necessária para garantir um bom diagnóstico. Mesmo assim, é importante notar que em algumas situações, uma série de imagens de baixa qualidade podem fornecer em conjunto a informação clínica necessária. A qualidade da imagem, para além da dose administrada, pode estar relacionada também com a detetabilidade de baixo contraste ou a resolução espacial da imagem exibida.



**Figura 6.2** Radiografias digitais com diferentes definições de estruturas dos ossos temporais num fantoma de cabeça antropomórfico. A dose na imagem do meio é usada clinicamente e as consequências do aumento e a redução da dose por um fator de cinco é mostrada à direita e à esquerda, respetivamente [11]

### 6.3.2 Paciente ‘padrão’

Os valores publicados de NRD são baseados em adulto “padrão”, ou seja, num paciente padrão. As publicações de NRDs podem fornecer recomendações para estabelecer valores de NRD e sobre o seu uso para os vários tipos de pacientes e exames, incluindo os pacientes pediátricos. Para além destas recomendações, indicar as características do paciente padrão. A atenuação do feixe de raios-X depende da quantidade de tecido que o feixe penetra. Portanto, é necessária uma padronização do tamanho do paciente quando vamos ter em consideração a dose administrada.

Para definir o paciente padrão são tomados em consideração os intervalos de peso e de idade dos pacientes. É necessário que todos os pacientes padrão sejam adultos, logo com idade igual ou superior a 18 anos. Normalmente, a restrição de peso é entre os 50 kg e os 90 kg de modo a que a média sejam os 70 kg. [8] Esta restrição de peso é variável consoante o país ou mesmo o continente em que são calculados, pois precisa de estar de acordo com a distribuição de peso da população local. Esta distribuição de peso pode variar muito não só pelas taxas de obesidade serem maiores em alguns países, mas também pela propensão de alturas maiores ou menores consoante a sua nacionalidade, altura esta que influencia também a distribuição de peso na população.

O ICRP utiliza o valor de  $(70 \pm 5)$  kg como peso de referência para o paciente padrão. Na Europa é frequente a adoção deste valor, utilizado nos cálculos dos NRDs, por se considerarem distribuições de peso da população similares às do Reino Unido. O mesmo acontece em Portugal e o mesmo será utilizado mais à frente neste trabalho, quando forem calculados os NRDs. Esta restrição de peso não é a metodologia ideal uma vez que não é tomada em conta a altura do paciente. Para além disso, os NRDs são calculados tendo em consideração um paciente padrão, mas os seus resultados são aplicados em todos os outros casos, os quais não estão representados no cálculo dos NRDs. Definir uma dose máxima fixa para pacientes muito obesos também pode ser considerado.

### **6.3.3 Comparação do valor de NRD**

Os valores de NRD publicados por outras organizações nacionais ou internacionais podem e devem ser consultados no processo de definição dos valores nacionais ou locais de NRD. No entanto, os valores de NRD publicados por outras organizações nacionais ou internacionais não são necessariamente apropriados para muitos países ou regiões.

De facto, os procedimentos de diagnóstico podem ser definidos diferentemente. É sempre necessária uma descrição das condições de cálculo de NRD, caracterização do paciente padrão considerado e do tipo de exame em causa, para que uma correta comparação possa ser feita. Por exemplo, uma TC do abdómen é diferente de uma TC do abdómen e pélvis, mas ambas podem ser referidas com o mesmo nome, embora envolvam alcances anatómicos diferentes para a obtenção de imagem. Uma dimensão diferente de imagem pode representar valores diferentes de dose administrada, tornando-se incoerente a comparação de dose entre os dois exames. A padronização da nomenclatura utilizada para os procedimentos e tipos de exames é necessária para que seja possível a uniformização e otimização dos processos de aquisição de imagem utilizando radiação ionizante.

Um valor local de NRD pode ser obtido para uma localidade tendo por base algumas (10 a 20) salas de raio-X em unidades de saúde. Contudo, definir um NRD local para um número menor de salas de raio-X compromete o significado do mesmo. A amostra utilizada para o cálculo de NRD será indicadora da qualidade do mesmo, uma vez que quanto maior for a amostra mais significado terá o resultado. É, assim, necessário que façam sentido as amostras escolhidas para os cálculos de NRD nos diferentes hospitais ou países, mas também para os diferentes tipos de exame. Por exemplo, existem tipos de exames a zonas anatómicas menos frequentes, para os quais o cálculo de NRD será sempre mais complicado e menos preciso pela pequena amostra reduzida em que se baseia.

## **6.4 Método matemático para cálculo de NRD**

O cálculo de NRD é feito para cada tipo de exame e região anatómica analisada, tendo por base dados de exames realizados com as características correspondentes. Em primeiro lugar é definido o paciente padrão e, consoante a sua caracterização, são escolhidos os exames correspondentes. Esta base de dados deve corresponder a um único exame em específico, realizado em pacientes que se encaixem no perfil do paciente padrão.

Para otimizar a determinação do valor de NRD, o ICRP recomenda o uso da mediana da distribuição como um segundo valor guia para julgar as boas práticas. [8] No presente trabalho foi considerada a seguinte definição de paciente padrão: adulto, com idade igual ou superior a 18 anos e com peso entre 65 kg e 75 kg (6.3.2 Paciente ‘padrão’). Na base de dados utilizada,

analisada no Capítulo 7, consta a dose administrada por exame, mais concretamente a dose à entrada da pele, DEP. Este valor é normalmente calculado pelo próprio equipamento que realiza o exame.

São escolhidos intervalos pequenos de DEP e procede-se a uma análise da frequência com que os exames utilizando doses dentro desses intervalos ocorrem. Vamos assim obter um gráfico de frequência dos exames realizados em função da dose administrada, que neste caso é a DEP. É expectável que este gráfico tenha um pico de frequências perto da dose adequada ao exame, ou seja, se os procedimentos forem adequados, corresponderá ao intervalo cujas doses são administradas com mais frequência para o exame em estudo; e uma ‘cauda’ que tenderá para zero. Esta ‘cauda’ corresponde aos intervalos de dose mais altas da amostra que devem ocorrer com menos frequência. Deste conjunto de dados é calculado o percentil 75( [17]).

Para o cálculo do percentil 75:

1. Constrói-se a série com o n° acumulado de aplicações,  $N_i$ , com a dose até à dose  $d_i$ :

$$N_i = \sum_{j=1}^i n(d_j) \quad (6.1)$$

onde  $n(d_j)$  é o n° de aplicações com a dose  $d_j$ .

2. Calcula-se o número total de aplicações que também é dado por:

$$N_T = \sum_{j=1}^{i_{max}} n(d_j) \quad (6.2)$$

3. Calcula-se

$$N_{75\%} = 75\% N_T \quad (6.3)$$

4. Para o cálculo da dose correspondente a  $N_{75\%}$  consideramos a representação linear em torno de  $N_{75\%}$ :

$$d = mN + b \quad (6.4)$$

e procedemos à interpolação linear entre os valores superior e inferior a  $N_{75\%}$ .

Calculamos o declive

$$m = \frac{d_{sup} - d_{inf}}{N_{sup} - N_{inf}} \quad (6.5)$$

onde  $N_{sup}$  e  $N_{inf}$  são respetivamente o N imediatamente acima e abaixo de  $N_{75\%}$ , e  $d_{sup}$  e  $d_{inf}$  as respetivas doses.

Calculamos a ordenada na origem:

$$b = d_{sup} - mN_{sup} \quad (6.6)$$

Finalmente:

$$d_{NRD} = mN_{75\%} + b \quad (6.7)$$

## Capítulo 7

# NRD local para o Algarve para radiografia convencional ao tórax e ao abdómen

Foram recolhidos dados de exames de radiografia convencional realizados entre 2012 e 2017 no Algarve. Estes dados são provenientes de sete localidades distintas no Algarve:

- Albufeira;
- Faro;
- Loulé;
- Olhão;
- Silves;
- Tavira e
- Vila Real de Santo António.

Foram selecionados os dados apenas de exames ao abdómen e tórax realizados em adultos (maiores de 18 anos, inclusive) num total de quase cinco mil exames de radiografia ao abdómen e mais de quarenta e um mil exames de radiografia ao tórax.

De modo a poder conhecer melhor a amostra dos dados recolhidos e poder estudar as características e evolução da frequência dos mesmos, fez-se um tratamento estatístico dos dados. Neste tratamento foi estudada a frequência dos exames segundo o sexo, idade, índice de massa corporal e localidade.

Foi ainda feito um estudo sobre a média de dose administrada por exame por técnico e por localidade, de modo a verificar se existe uma correlação entre a dose administrada e o técnico responsável pela realização do exame ou a localidade onde este é realizado.

Por fim, foi calculado o valor de NRD para ambos os exames, radiografia ao abdómen e radiografia ao tórax. Este cálculo foi feito de duas maneiras distintas. Foi calculado o NRD tendo em consideração a sua definição (6.1 Definição de NRD) e considerando um paciente padrão e foi calculado o NRD para diferentes escalões de IMC, ou seja, agrupando os pacientes que realizam o exame pelo seu IMC e não apenas pelo seu peso.

### 7.1 Utilização do Índice de Massa Corporal

Os NRDs são calculados tendo em consideração um paciente padrão que é definido consoante um intervalo de peso bem estipulado, no caso da Europa, 65 kg a 75 kg (6.3.2 Paciente ‘padrão’). Contudo, esta especificação no paciente não o define por completo. O peso se não for relacionado com a altura é pouco significativo na caracterização do paciente em questão, para além de que, ao serem usados intervalos pequenos de peso, diminuímos os dados que podem ser utilizados para o cálculo e não incluímos no estudo todos os outros pacientes com peso fora do intervalo. Na Europa, por exemplo, os pacientes com peso inferior a 65 kg ou superior a 75 kg acabam por não ter representatividade no valor de NRD obtido nos países europeus.

De modo a obter valores de NRD baseados numa amostra que possa efetivamente representar todo o tipo de pacientes, venho propor o cálculo NRD por grupo de Índice de Massa Corporal (IMC). Deste modo o paciente será definido por dois parâmetros distintos, peso e altura,

em vez de apenas pelo seu peso, parâmetro este que não é suficiente para a caracterização do paciente. Assim, o NRD será calculado por intervalos de IMC. O índice de massa corporal é um valor calculado utilizando o peso e a altura do paciente, como mostra a Equação (7.1) seguinte.

$$IMC = \text{Peso} / \text{Altura}^2 \quad (7.1)$$

onde o peso está expresso em quilograma e a altura em metros. Este valor toma em consideração dois parâmetros distintos das características do paciente logo é mais representativo do próprio do que apenas o seu peso. O peso só por si não é representativo da anatomia do paciente, uma vez não ser tomada em conta a distribuição do peso pela altura do paciente. A proposta aqui apresentada é a de que exista um valor de NRD por intervalo de IMC e não por intervalo de peso.

O IMC é classificado pela DGS (Direção Geral de Saúde) como baixo peso quando inferior a 18.5 kg/m<sup>2</sup>, peso normal entre 18.5 kg/m<sup>2</sup> e 24.9 kg/m<sup>2</sup>, pré-obesidade entre 25.0 kg/m<sup>2</sup> e 29.9 kg/m<sup>2</sup> e obesidade acima de 30 kg/m<sup>2</sup>. Ver Tabela 7.1 abaixo.

**Tabela 7.1** Categorização da corpulência baseada no IMC. [18]

Classificação	IMC (kg/m <sup>2</sup> )
Baixo peso	<18.5
Peso normal	18.5 – 24.9
Excesso de Peso	≥25
Pré-obesidade	25 - 29.9
Obesidade	≥30
Classe 1	30 - 34.9
Classe 2	35 - 39.9
Classe 3	≥40

De modo a calcular o NRD por intervalo de IMC, este deve ser calculado baseando-se apenas em pacientes com o IMC para qual o NRD esteja a ser calculado, para um dado escalão de IMC, havendo assim um agrupamento dos pacientes pelo seu IMC e não pelas condições do paciente padrão.

**Tabela 7.2** Percentagem de população portuguesa com pré-obesidade e obesidade por sexo [19]

Estudo	IMC (Kg /m2)			
	Homens		Mulheres	
	Pré-obesidade (IMC = 25-29,9)	Obesidade (IMC = 30)	Pré-obesidade (IMC = 25-29,9)	Obesidade (IMC = 30)
C. Afonso (%)	38,8	7,3	28,1	10,8
ONSA (%)	37,6	10,9	30,5	10,7
SPEO, 1999 (%)	41,1	12,9	30,8	15,4
SPEO, 2004 (%)	44,1	14,5	31,9	14,6

ONSA: Observatório Nacional de Saúde; SPEO: Sociedade Portuguesa para o Estudo da Obesidade

Na Tabela 7.2 encontra-se a percentagem de população portuguesa com pré-obesidade e obesidade na. Estes dados são referentes a 1999 e 2004 e estão divididos por sexo.

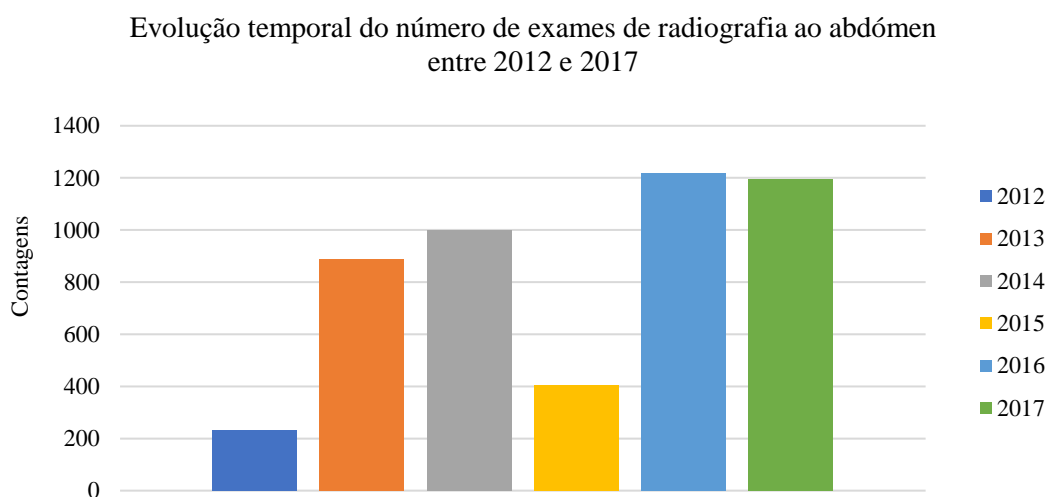
## 7.2 Radiografia ao Abdómen

Foram analisados aproximadamente cinco mil exames de radiografia convencional ao abdómen, realizados entre 2012 e 2017. Estes exames foram realizados em sete localidades distintas do Algarve.

### 7.2.1 Tratamento estatístico da frequência do exame de radiografia ao abdómen

Analisando os dados entre 2012 e 2017 é possível observar um aumento do número de exames efetuados até 2014, seguido por um decréscimo em 2015 e com uma frequência recorde em 2016 e 2017 (Figura 7.1). O ano de 2016 teve a maior frequência de exames de radiografia ao abdómen no Algarve em adultos, com 1219 exames realizados, e 2015 foi o ano com menor frequência de exames de abdómen realizados, com apenas 403.

Na Figura 7.1 estão representados o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017.



**Figura 7.1** Evolução temporal para o número de exames de radiografia ao abdómen ocorridos entre 2012 e 2017.

Na Tabela 7.3 estão representadas a frequência de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017 tendo em consideração o sexo do paciente. Está também representada a percentagem de exames por sexo realizada em cada um dos anos estudados.

**Tabela 7.3** Evolução temporal para o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017 tendo em consideração o sexo do paciente.

	Sexo											
	2012		2013		2014		2015		2016		2017	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
F	113	48.5	464	52.3	539	54.0	250	62.0	666	54.6	622	52.1
M	118	50.6	420	47.3	460	46.0	152	37.7	553	45.4	572	47.9
ND	2	0.9	4	0.5	0	0.0	1	0.2	0	0.0	0	0.0
TOTAL	233	100	888	100	999	100	403	100	1219	100	1194	100

(\*) – N.º de Exames

Na Tabela 7.3 acima a sigla F corresponde ao sexo feminino, M ao sexo masculino e ND a sexo não definido.

Na Tabela 7.3 é possível verificar que os exames de radiografia ao abdómen são realizados maioritariamente por mulheres. Sendo que, aproximadamente 52% a 62% dos exames realizados entre o ano de 2013 e 2017, correspondem a exames realizados em pessoas do sexo feminino. A única exceção é o ano de 2012, onde foram realizados mais exames de radiografia ao abdómen em homens do que em mulheres, apesar de a diferença ser muito pequena. No ano de 2012, 48.5% dos exames referem-se a pacientes do sexo feminino e 50.6% correspondem a exames realizados pelo sexo masculino.

Esta diferença na frequência de exames realizados por ambos os sexos, pode dever-se ao facto de a esperança média de vida das mulheres em Portugal ser superior à dos homens. [20] Como é verificado abaixo, **Tabela 7.4**, a faixa etária onde se realizam o maior número de exames de radiografia ao abdómen é entre os 70 e os 79 anos. Esta faixa etária inclui a esperança média de vida dos homens que ronda os 78 anos, sendo que para as mulheres ronda os 83 anos (dados do Instituto Nacional de Estatística (INE), Tábuas de Mortalidade para o triénio 2016-2018) .

Na Tabela 7.4 abaixo está representada a frequência para o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017, divididos por grupos de idade. Podemos encontrar também esta divisão em percentagem para cada um dos anos estudados.

**Tabela 7.4** Evolução temporal da frequência para o número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2017 por faixa etária do paciente.

Frequência Anual por Faixa Etária												
	2012		2013		2014		2015		2016		2017	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
[18;29]	30	12.9	94	10.6	115	11.5	69	17.1	140	11.5	163	13.7
[30;39]	34	14.6	110	12.4	116	11.6	49	12.2	127	10.4	127	10.6
[40;49]	27	11.6	92	10.4	141	14.1	59	14.6	159	13.0	156	13.1
[50;59]	21	9.0	117	13.2	132	13.2	49	12.2	133	10.9	145	12.1
[60;69]	37	15.9	125	14.1	154	15.4	41	10.2	182	14.9	178	14.9
[70;79]	46	19.7	175	19.7	175	17.5	61	15.1	219	18.0	186	15.6
[80;89]	31	13.3	140	15.8	145	14.5	67	16.6	209	17.1	188	15.7
[90;102]	7	3.0	35	3.9	21	2.1	8	2.0	50	4.1	51	4.3
ND		0.0		0.0	0	0.0	0	0.0	0	0.0	0	0.0
TOTAL	233	100	888	100	999	100	403	100	1219	100	1194	100

(\*) – N.º de Exames

Na Tabela 7.4, é possível verificar que os exames de radiografia ao abdómen são realizados maioritariamente por pacientes com idade compreendida entre os 70 e os 79 anos. Sendo que aproximadamente entre 15% a 20% dos dados de 2012 a 2017 correspondem a exames realizados em pessoas com esta idade. A única exceção é o ano de 2015, onde foram realizados mais exames de radiografia ao abdómen em pacientes com idade compreendida entre 18 e 29 anos, correspondendo estes a 17.1% dos exames realizados neste ano, contra 16.6% dos exames realizados em pacientes com idade entre os 80 e 89 e 15.1% realizados em pacientes entre os 70 e 79 anos, também no ano de 2015.

Em 2017 começa-se a notar uma maior proximidade entre o número de exames realizados para os diferentes intervalos de idade, o que antes não se verificava.

Nos anos de 2016 e 2017 os dados para os exames de radiografia ao abdómen não possuem registo de peso e altura do paciente a que correspondem. Uma vez o IMC ser calculado através do peso e altura do paciente (7.1 Utilização do Índice de Massa Corporal), a análise da frequência de realização dos exames de radiografia ao abdómen por escalão de IMC é apenas considerada para os anos de 2012, 2013, 2014 e 2015.

**Tabela 7.5** Evolução temporal do número de exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2015, tendo em consideração os escalões de IMC.

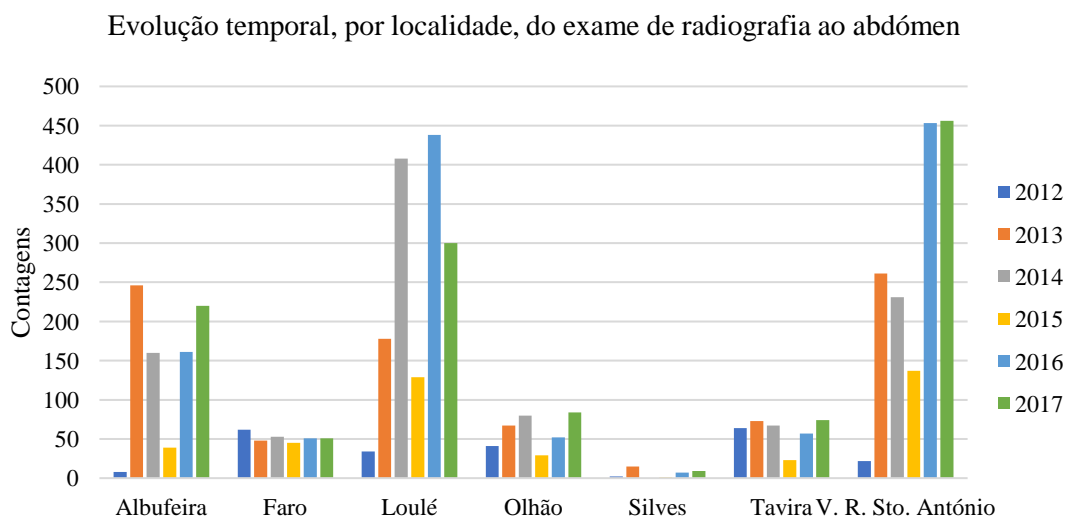
	IMC							
	2012		2013		2014		2015	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
[0; 18.5[	9	3.9	19	2.1	26	2.6	14	3.5
[18.5; 25[	83	35.6	351	39.5	413	41.3	180	44.7
[25; 30[	99	42.5	318	35.8	362	36.2	131	32.5
[30; 35[	35	15.0	149	16.8	136	13.6	50	12.4
[35; 40[	6	2.6	44	5.0	42	4.2	20	5.0
[40; ∞[	1	0.4	7	0.8	20	2.0	8	2.0
TOTAL	233	100	888	100	999	100	403	100

Na Tabela 7.5 é possível verificar que os exames de radiografia ao abdómen são realizados maioritariamente em pacientes com IMC entre 18.5 e 30, sendo que a maior incidência é em pacientes com IMC entre 18.5 e 25, classificados de peso normal. Os exames realizados em pacientes com IMC entre 18.5 e 25 correspondem entre 35.6% a 44.7% dos exames realizados por ano. A única exceção ocorre para o ano de 2012, onde os exames de radiografia realizados em pacientes com IMC entre 25 e 30 correspondem a 42.5% do total, contra 35.6% dos exames realizados em pacientes com IMC entre 18.5 e 25.

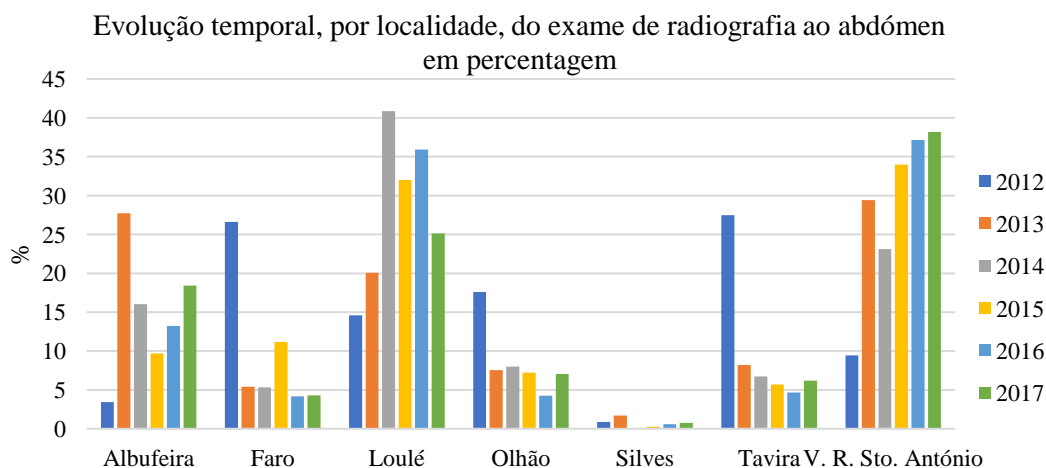
Os exames de radiografia ao abdómen realizados para pacientes com IMC entre 25 e 30, classificados de pré-obesidade, correspondem entre 32.5% a 42.5% dos exames realizados por ano.

A maior incidência nos escalões de IMC com valores entre 18.5 e 30 seria de esperar, uma vez que estes são os intervalos de IMC que correspondem à maioria da população em Portugal, daí a frequência nos pacientes com esta característica ser superior.

Podemos encontrar a frequência da realização dos exames de radiografia ao abdómen entre 2012 e 2017, organizados por localidades de ocorrência no Algarve, na Figura 7.2 e na Figura 7.3. É possível verificar que as localidades onde se realizam o maior número de exames são Loulé e Vila Real de Santo António. Sendo que na primeira localidade são realizados entre 25.1% e 40.1% dos exames, e em V.R. de Santo António são realizados entre 23.1% e 38.2% dos exames. As exceções são o ano de 2012 e 2013. Sendo que em 2012 a maior parte dos exames foram realizados em Tavira e em Faro (aproximadamente 27.5% e 26.6% respetivamente), e em 2013 foram maioritariamente realizados em Albufeira e Vila Real de Santo António (aproximadamente 27.7% e 29.4% respetivamente).



**Figura 7.2** Evolução temporal, por localidade, da frequência do exame de radiografia ao abdómen entre 2012 e 2017.



**Figura 7.3** Evolução temporal, por localidade, da frequência do exame de radiografia ao abdómen, em percentagem, entre 2012 e 2017.

Silves é a localidade com menor número de exames de radiografia ao abdómen realizados para o intervalo de anos em estudo, sendo que no ano de 2014 não existem dados da realização de exames nesta localidade, como é possível observar pelo Figura 7.3.

### 7.2.2 Dose média administrada por técnico e por localidade para um exame de radiografia ao abdómen

De maneira a verificar se existe alguma relação entre a dose de radiação ionizante administrada por exame de radiografia ao abdómen e a localidade onde este é realizado, ou o técnico que o realiza, foi calculada a dose média administrada por técnico e por localidade.

Foi feito um estudo para os exames realizados entre 2012 e 2017, para as sete localidades do Algarve, de maneira a obter a dose média, em DEP, administrada por exame para cada uma dessas localidades. Foi feita uma média anual e uma média total para os anos de 2012 a 2017 (Tabela 7.6).

**Tabela 7.6** Dose média anual e total para os 6 anos (2012 a 2017) DEP, administrada a um paciente num exame de radiografia ao abdómen, organizado por localidades e expressa em mGy.

Localidades	Dose média anual administrada por paciente para uma radiografia ao abdómen (DEP em mGy)						Dose média total (DEP em mGy)
	2012	2013	2014	2015	2016	2017	
Albufeira	2.72	2.97	3.27	2.85	3.58	3.28	3.11
Faro	1.34	1.62	1.83	1.02	1.10	1.19	1.35
Loulé	9.53	9.14	8.47	8.71	5.76	4.12	7.62
Olhão	4.08	3.52	4.12	3.25	4.11	3.48	3.76
Silves	4.29	3.60	0.00	1.61	2.61	2.32	2.89
Tavira	8.19	6.02	3.35	3.59	3.34	3.33	4.64
V. R. Sto. António	10.15	9.96	8.45	7.83	7.76	7.38	8.59
<b>Média Anual</b>	<b>5.76</b>	<b>5.26</b>	<b>4.21</b>	<b>4.12</b>	<b>4.04</b>	<b>3.58</b>	<b>4.56</b>

De maneira a melhor analisar os dados da Tabela 7.6, estes foram representados na Figura 7.4 e Figura 7.5 abaixo. De notar que, como foi observado pela Figura 7.3, no ano de 2014 não foram realizados exames de radiografia ao abdómen em Silves.

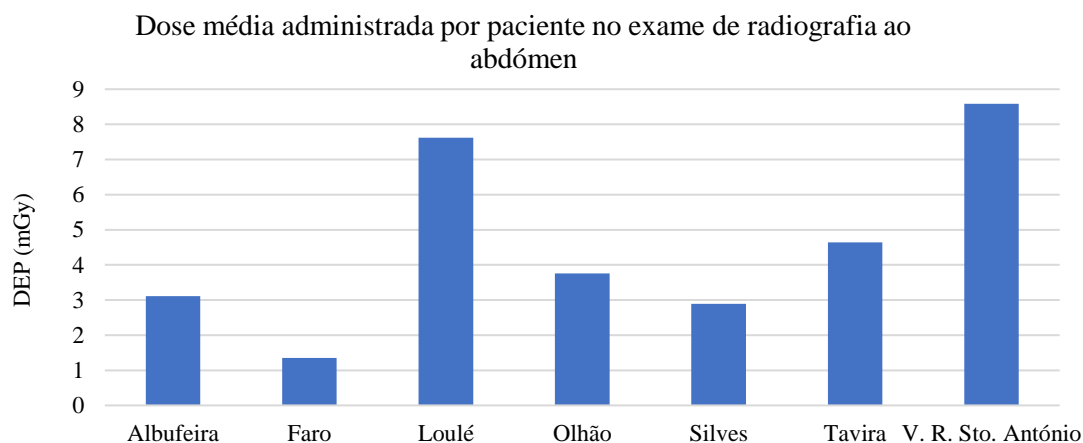
Como é possível observar pela Tabela 7.6, as localidades de Loulé e de Vila Real de Santo António apresentam doses médias por paciente num exame de radiografia ao abdómen consideravelmente mais elevadas que as restantes. Destacam-se estas localidades pois existem doses de radiação administradas por paciente aproximadamente 8 vezes superiores às das outras localidades, para o mesmo exame. Exemplo disto é o que acontece em 2012 em Vila Real de Santo António, onde a média da dose administrada por paciente é de 10,15 mGy enquanto que no mesmo ano, para o mesmo exame, a dose média administrada por paciente em Faro é de 1,34 mGy.

É possível ainda concluir que para além de Loulé e Vila Real de Santo António, até 2013, Tavira tinha também uma das maiores médias de dose administradas por paciente. Após 2014, inclusive, a dose média administrada por paciente em Tavira decresce significativamente. Este decréscimo de dose média administrada pode estar relacionado com a aquisição de um novo equipamento, provavelmente mais moderno, ou com alterações no protocolo de realização de exames de radiografia ao abdómen.

Na Tabela 7.6 é possível ver a dose média anual administrada por paciente num exame de radiografia ao abdómen por localidade no Algarve. As localidades de Loulé e Vila Real de Santo António encontram os seus valores médios de dose administrada por paciente sempre superiores à média para o Algarve. Loulé apresenta uma variação percentual do seu valor médio de dose administrado de 67.1% enquanto que Vila Real de Santo António apresenta uma variação percentual de 88.4%. Até 2013 podemos ainda incluir Tavira com a mesma característica. Em contrapartida, as localidades de Albufeira, Faro e Silves possuem em todos os anos analisados, 2012 a 2017, o seu valor médio de dose administrada ao paciente inferior à média no Algarve para o mesmo ano. Albufeira apresenta uma variação percentual do seu valor médio de dose administrado de 31.8%, Faro apresenta uma variação percentual de 70.4%, enquanto que Silves apresenta uma variação percentual de 36.6%.

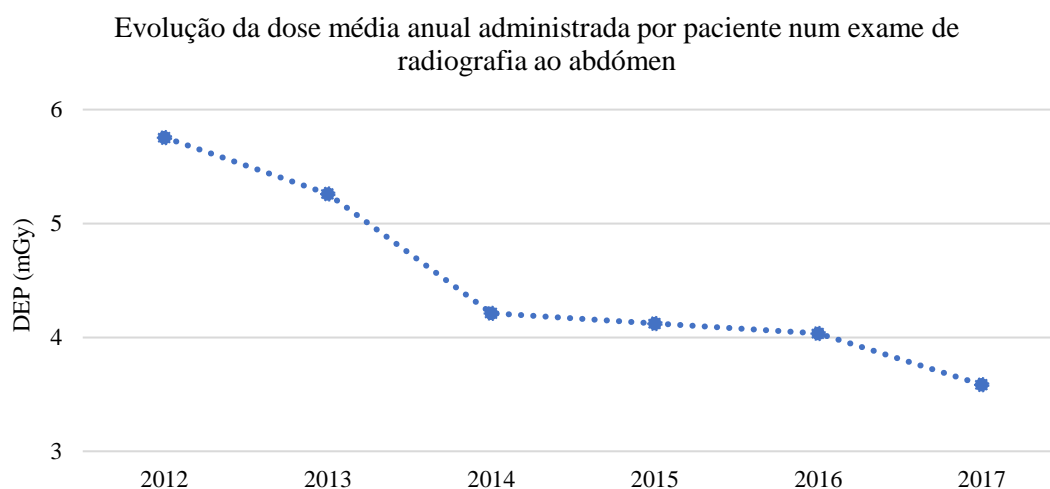
Em Olhão a dose média administrada por paciente num exame de radiografia ao abdómen é sempre inferior à média no Algarve para todos os anos analisados, com exceção de 2016, onde é ligeiramente superior.

Em relação à evolução da dose média ao longo dos anos, Vila Real de Santo António é a única localidade onde existe um decréscimo de dose média administrada ano após ano. De um modo geral, na localidade Loulé também houve um decréscimo da dose média administrada por paciente.



**Figura 7.4** Dose média administrada por paciente para um exame de radiografia ao abdómen entre 2012 e 2017, organizado por localidades.

Na Figura 7.4 é possível analisar a dose média administrada por paciente e localidade num exame de radiografia ao abdómen com base em todos os exames realizados entre 2012 e 2017. Podemos concluir que as localidades com dose média administrada mais alta são Vila Real de Santo António, com aproximadamente 8,6 mGy, e Loulé, com aproximadamente 7,6 mGy. Vila Real de Santo António é a localidade com dose média administrada mais alta apesar do decréscimo na mesma ao longo dos anos analisados. Em contrapartida, Faro possui a dose média administrada por exame mais baixa, aproximadamente 1,4 mGy. Todas as outras localidades: Albufeira, Olhão, Silves e Tavira, apresentam doses médias administradas por exame muito próximas.



**Figura 7.5** Evolução temporal, entre 2012 e 2017, da dose média anual administrada por paciente para um exame de radiografia ao abdómen para as várias localidades do Algarve.

Evolução temporal da média da dose anual administrada ao paciente por técnico num exame de radiografia ao abdómen

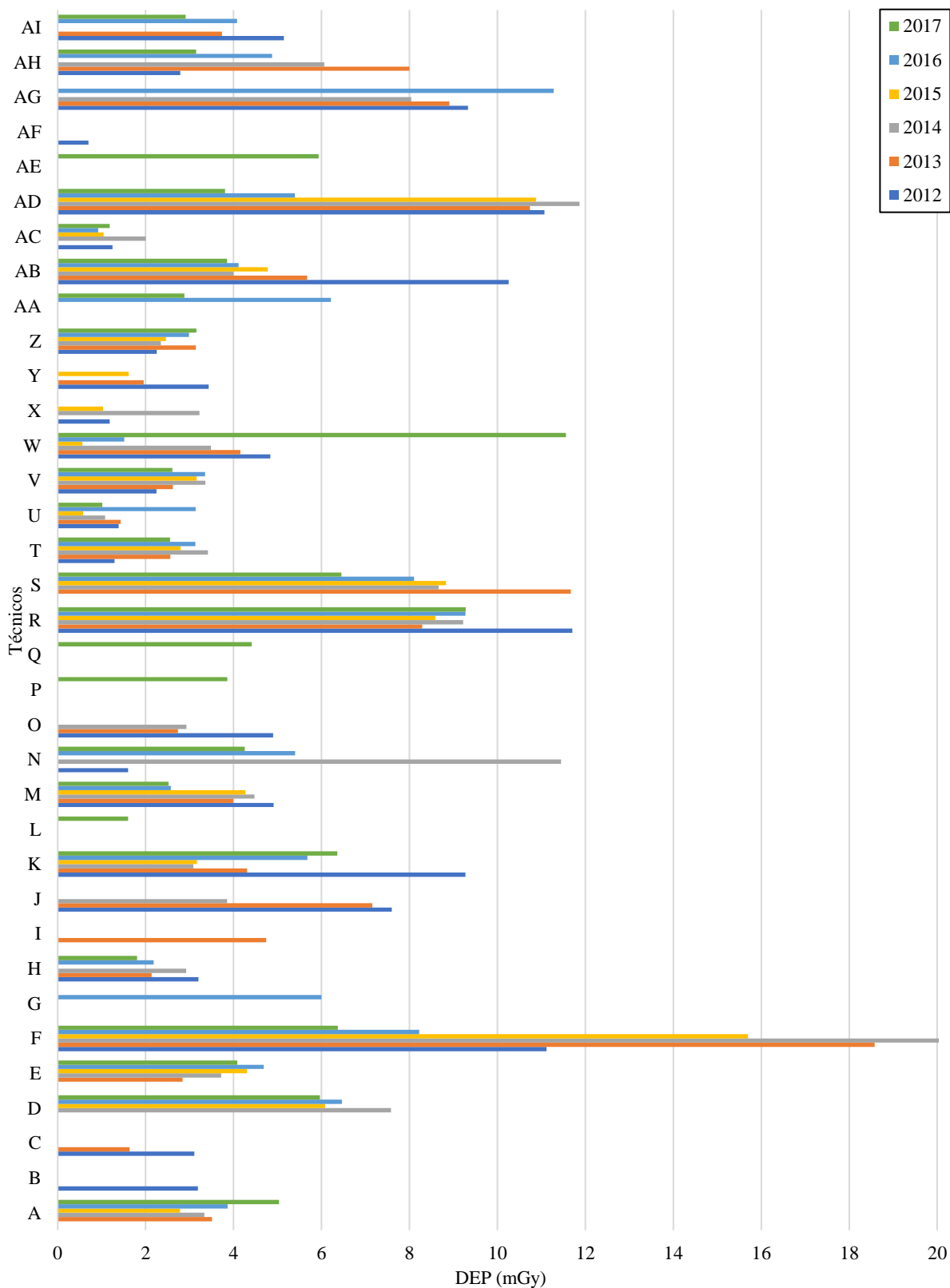
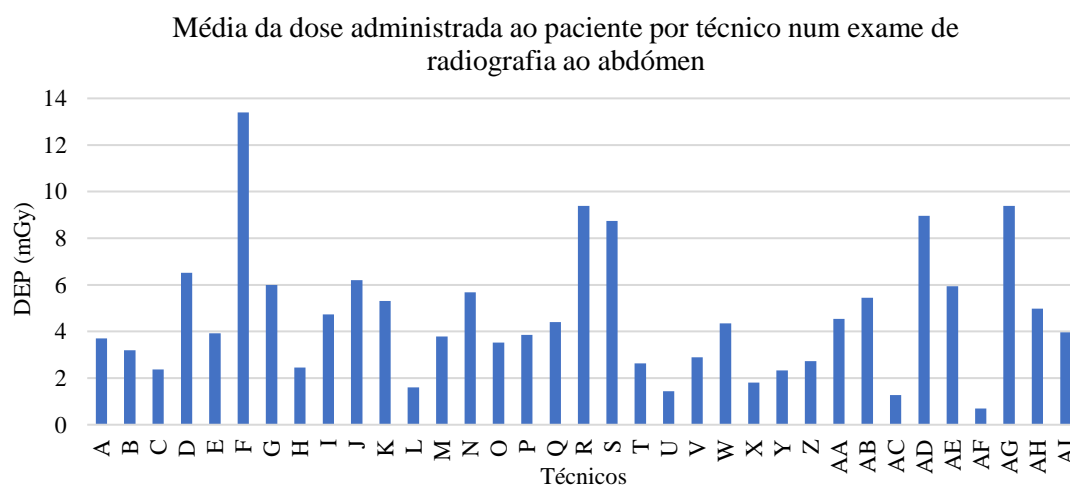


Figura 7.6 Evolução temporal da dose anual média administrada ao paciente por técnico num exame de radiografia ao abdómen para os anos de 2012 a 2017

É interessante verificar, pelo **Figura 7.5**, que apesar da discrepância nas doses médias administradas por exame para as diferentes localidades, a dose média anual no Algarve decresceu sempre entre 2012 e 2017. De notar que o maior decréscimo ocorre nos dois primeiros anos analisados, onde a média de dose administrada passou de 5,76 mGy para 4,21 mGy, em 2012 e 2014 respetivamente. Em 2016 ocorre mais um decréscimo significativo, em que a dose média era de 4,04 mGy e em 2017 foi de 3,58 mGy.

Foi feita também uma análise da dose média anual entre 2012 e 2017, administrada por técnico num exame de radiografia ao abdómen (ver Figura 7.6). Foram identificados 35 técnicos, representados pelas letras do alfabeto. De notar que em alguns anos não existem exames realizados por todos os técnicos, o que seria de esperar porque nem todos os 35 técnicos trabalharam entre 2012 e 2017. Tentou-se ainda relacionar o técnico que realizou o exame com a localidade onde este foi realizado de modo a poder relacionar os dados obtidos para doses médias para ambas as análises. Contudo, isto não foi possível pois a maior parte dos técnicos realizam exames em mais do que uma localidade o que dificulta a tentativa de relacionar a dose média administrada por técnico com a dose média administrada por localidade.

Pela Figura 7.6 é claro que existe uma grande variedade de valores entre as doses médias administradas por técnico. O técnico F em 2014 obteve a dose média administrada por exame de radiografia ao abdómen mais elevada, aproximadamente 20,4 mGy. Por outro lado, no mesmo ano, a dose média administrada para o mesmo exame foi de aproximadamente 1,1 mGy pelo técnico U, quase 19 vezes menor. Sobre a evolução temporal das doses médias administradas por técnico não é possível concluir decréscimos ou aumentos significativos pois alguns dos técnicos não possuem registo de exames realizados em todos os anos estudados. Contudo, de um modo geral, é possível observar alguns decréscimos ao longo dos anos nas doses médias administradas por alguns dos técnicos.



**Figura 7.7** Média da dose administrada ao paciente entre 2012 e 2017, por técnico, num exame de radiografia ao abdómen.

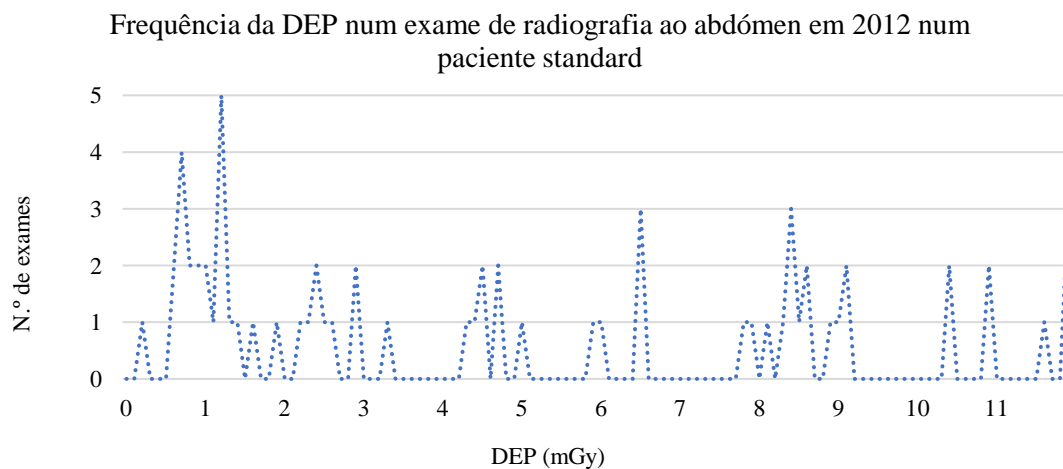
Na Figura 7.7 está representada a dose média administrada por técnico num exame de radiografia ao abdómen com base nos exames realizados entre 2012 e 2017. É possível identificar o técnico F como aquele que possui uma maior dose média administrada por exame, aproximadamente 13,4 mGy; e o técnico AF como o que tem a menor dose média administrada para o mesmo exame, aproximadamente 0,7 mGy.

Esta disparidade de valores nas doses médias administradas por técnico vêm reforçar a necessidade de estabelecer NRDs como valores de referência, mas também como indicadores de boas práticas. Torna-se clara a necessidade de se melhorarem os protocolos para a realização dos exames de radiografia ao abdómen, mas também da uniformização de critérios para a sua elaboração.

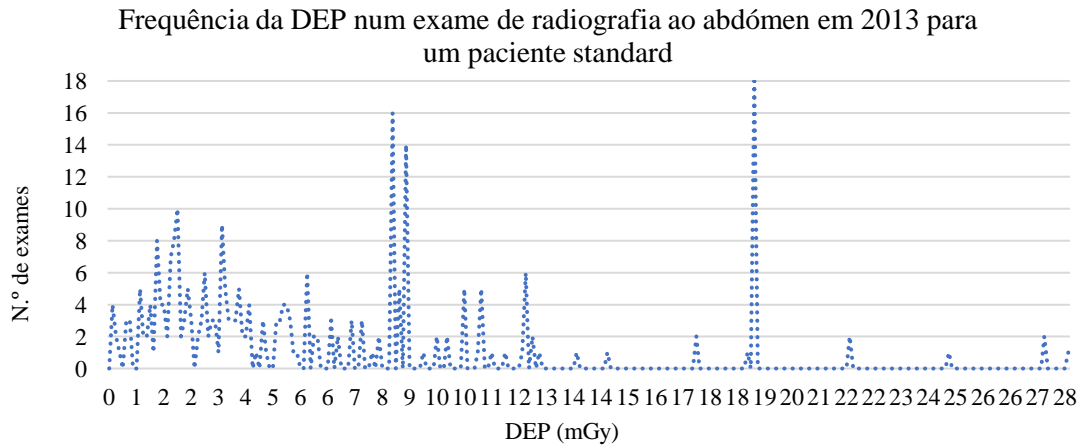
### 7.2.3 NRD local para um exame de radiografia ao abdómen para um paciente padrão

O paciente padrão é caracterizado pelo seu peso (6.3.2 Paciente ‘padrão’), sendo que este varia entre 65 kg e 75 kg. Esta condição faz com que haja uma restrição nos dados usados, pois para o cálculo de NRD local para um paciente padrão apenas são considerados os pacientes que estão dentro daquele intervalo de peso. Os dados dos exames realizados em 2016 e 2017 não possuem peso nem altura, por isso são apenas considerados os dados referentes aos anos de 2012 a 2015 na análise.

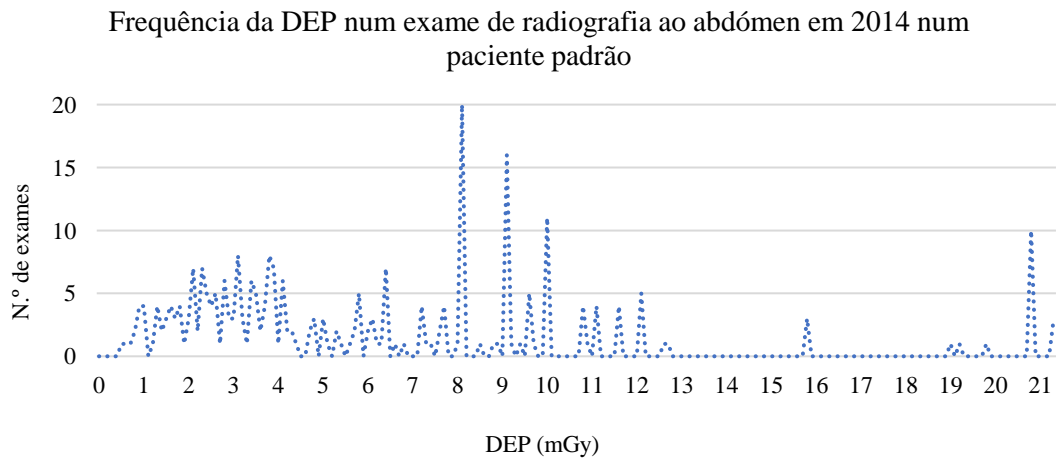
No caso do exame de radiografia ao abdómen, é notória a restrição. Os dados considerados para análise são aproximadamente 700. Nas Figura 7.8, Figura 7.9, Figura 7.10 e Figura 7.11 estão representadas a frequência de ocorrência de um exame em função da sua dose administrada, respectivamente para os anos 2012, 13, 14 e 15. Nestes gráficos seria de esperar a observação de uma gaussiana com o seu pico perto dos valores mais baixos, o que podemos observar não corresponde ao esperado devido à amostra em estudo ser pequena.



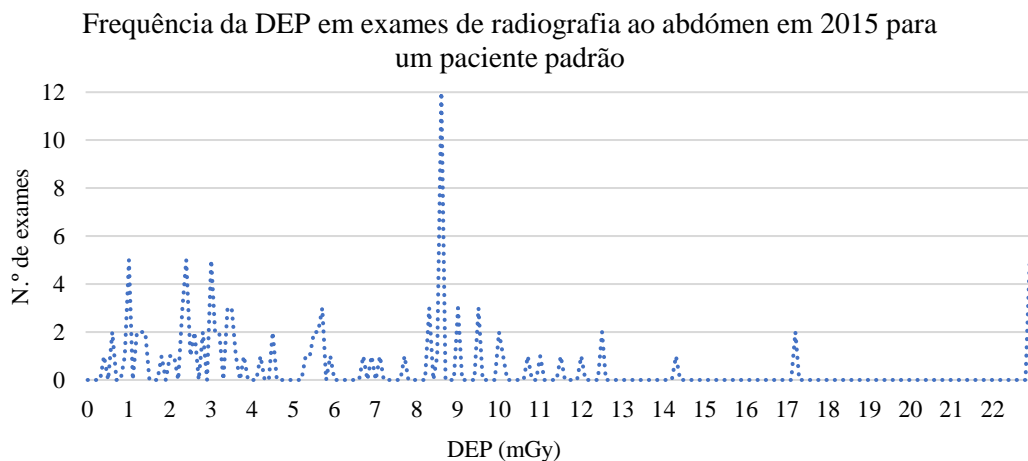
**Figura 7.8** Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen em 2012 num paciente padrão.



**Figura 7.9** Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdômen em 2013 para um paciente padrão.

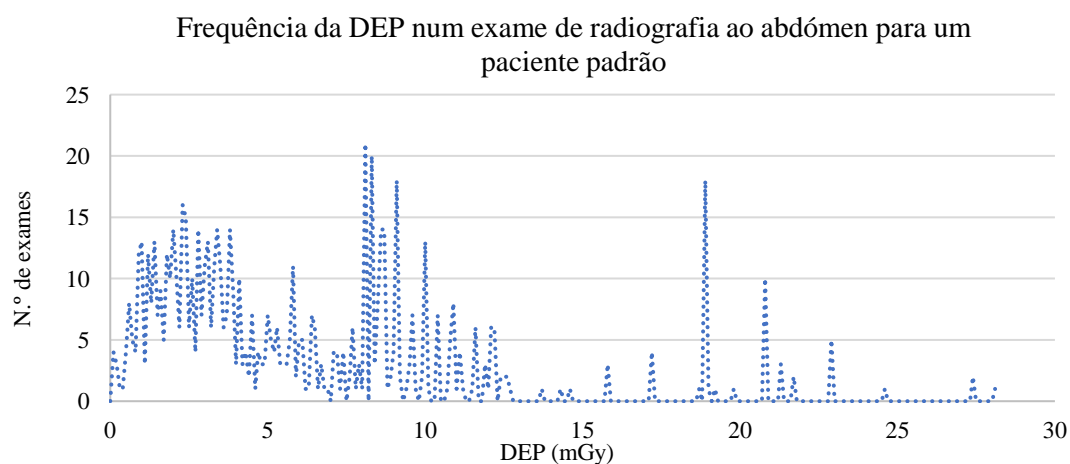


**Figura 7.10** Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdômen em 2014 num paciente padrão.



**Figura 7.11** Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdômen em 2015 num paciente padrão.

No caso da Figura 7.12 temos a representação da frequência total de realização do exame de radiografia ao abdômen para um paciente padrão, nos quatro anos, 2012 a 2015. Neste gráfico podemos observar que os dados se comportam mais perto do esperado, uma vez que o maior volume de dados se encontra nos valores de DEP mais baixos.



**Figura 7.12** Frequência da DEP num exame de radiografia ao abdómen para um paciente padrão entre 2012 e 2015.

Na Tabela 7.7 apresento os valores de NRD correspondentes ao percentil 75 para um paciente padrão, calculados como explicado em 6.4 Método matemático para cálculo de NRD, para cada ano e para o exame de radiografia ao abdómen.

**Tabela 7.7** Valores de NRD para a DEP num exame de radiografia ao abdómen (em mGy) para cada ano e para a soma total dos anos (2012 a 2015) para um paciente padrão

Ano	Valor de NRD para o DEP num exame de radiografia ao abdómen (mGy) para um paciente padrão
2012	8,456
2013	8,709
2014	9,120
2015	8,675
Total dos anos	8,693

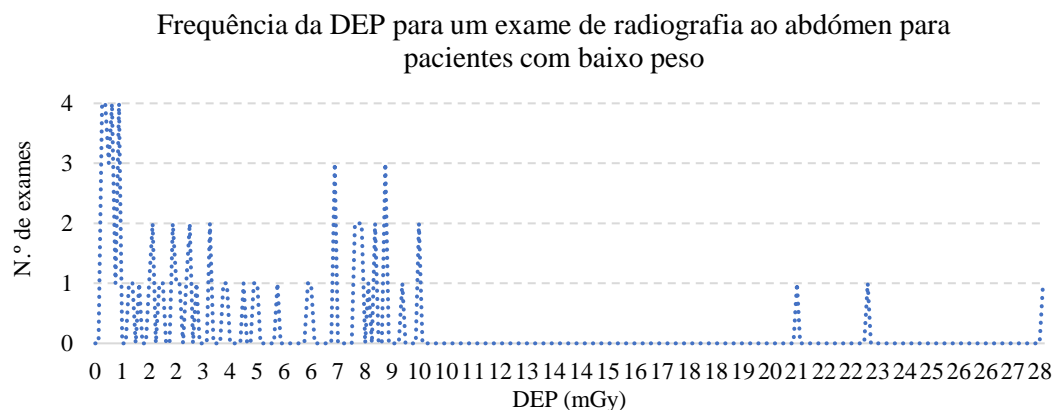
Podemos verificar que o valor de NRD mais baixo corresponde ao ano de 2012 onde é de aproximadamente 8,45 mGy, este valor atinge o seu máximo em 2014, onde é de aproximadamente 9,12 mGy e volta a decrescer em 2015 para aproximadamente 8,68 mGy. Em 2012 a variação percentual no valor de NRD para o DEP num exame de radiografia ao abdómen, em comparação com o valor calculado para o tal dos anos, para um paciente padrão é de menos 2,7% enquanto que em 2014 é de mais 4,9%.

#### 7.2.4 NRD local para um exame de radiografia ao abdómen por escalão de IMC

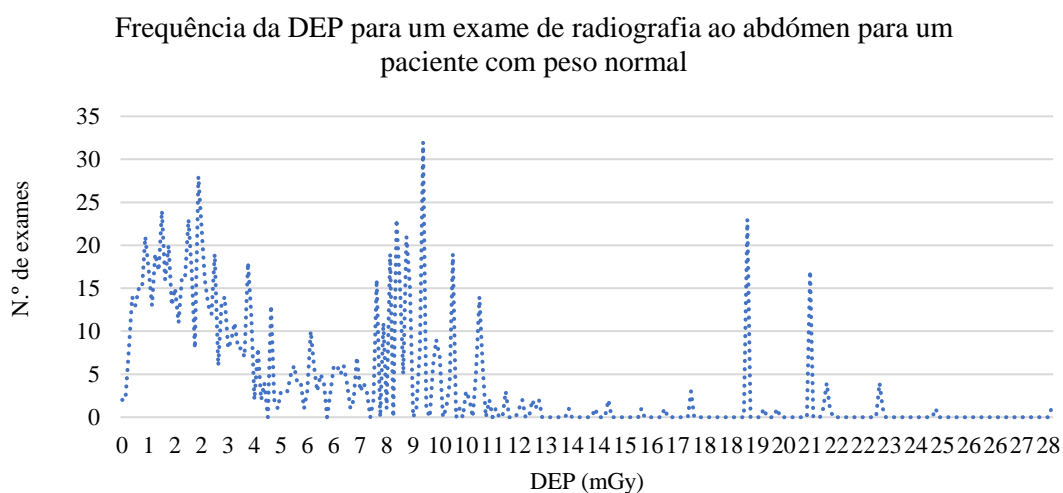
Para o cálculo de NRD, por escalão de IMC e para um exame de radiografia ao abdómen, dividiram-se os dados pelo seu Índice de Massa Corporal (IMC), 7.1 Utilização do Índice de Massa Corporal. Por ser necessária a informação do peso e altura do paciente para o cálculo de IMC foram utilizados apenas os dados referentes aos anos de 2012 a 2015, uma vez que os dados de 2016 e 2017 não possuem esta informação.

Nas Figura 7.13, Figura 7.14, , Figura 7.15, Figura 7.16, Figura 7.17 e Figura 7.18 estão representados a frequência de exames em função da DEP administrada para um exame de radiografia ao abdómen e para os diferentes tipos de paciente: paciente com baixo peso (IMC inferior a 18,5), pacientes com peso normal (IMC entre 18,5 e 25), pacientes com pré-obesidade

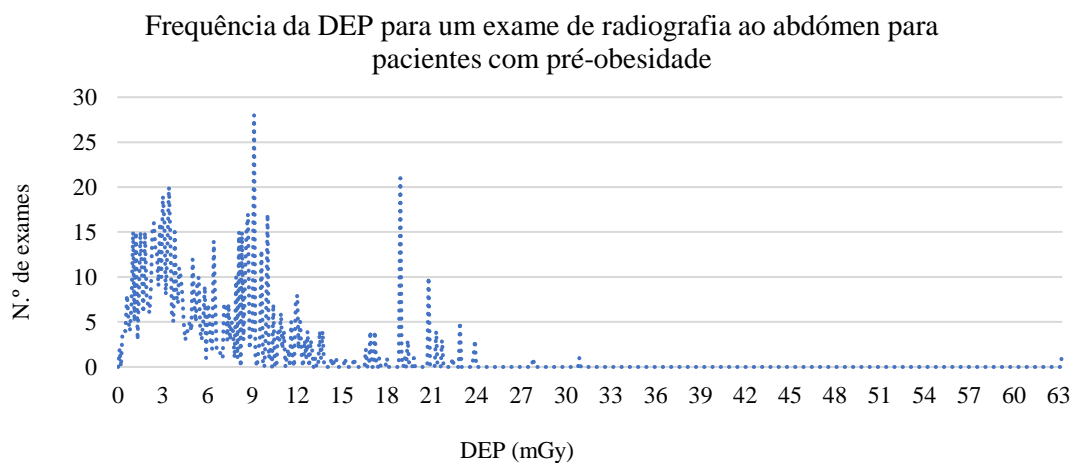
(IMC entre 25 e 30), pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35), pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) e pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40), respetivamente.



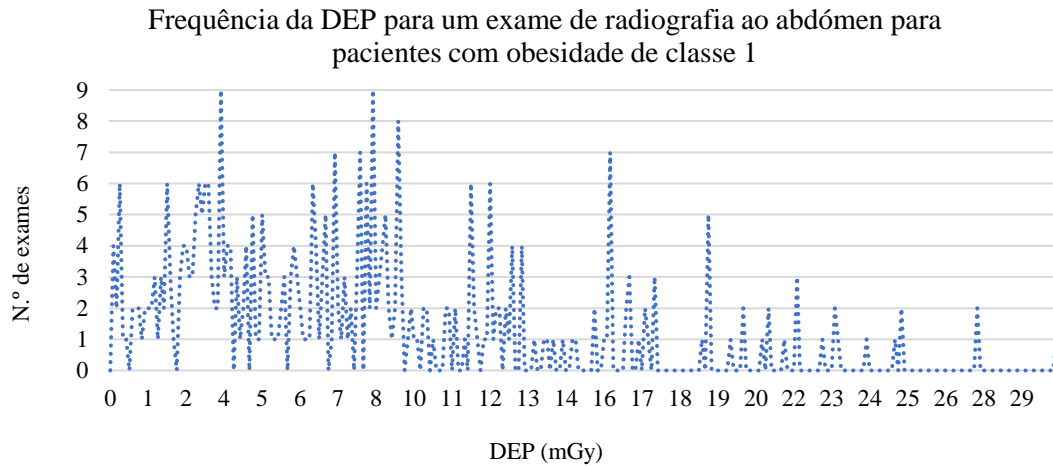
**Figura 7.13** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com baixo peso (IMC inferior a 18.5) entre 2012 e 2015.



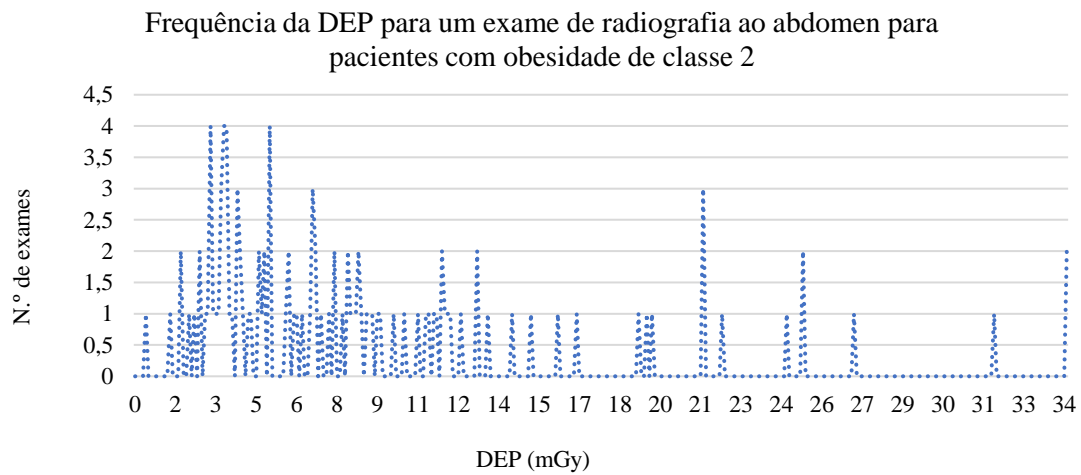
**Figura 7.14** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com peso normal (IMC entre 18.5 e 25) entre 2012 e 2015.



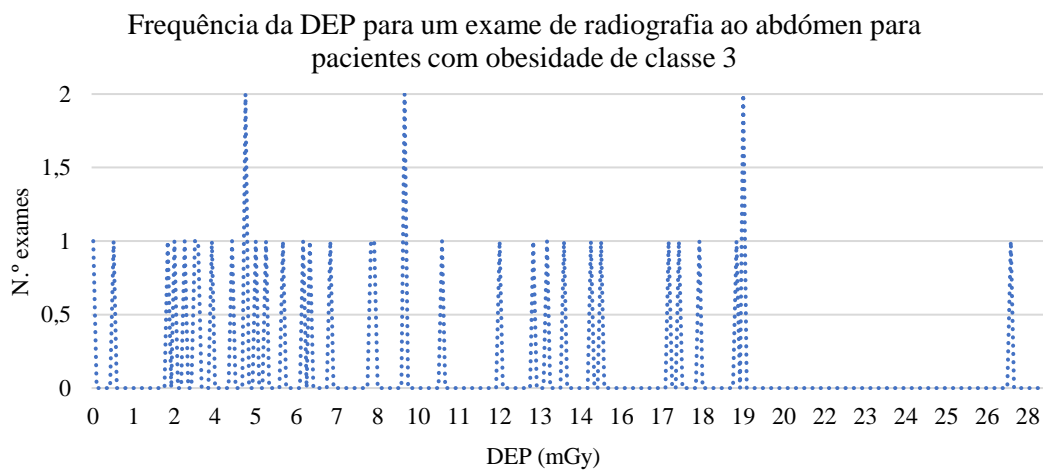
**Figura 7.15** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.16** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdômen para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.17** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdômen para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.18** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdômen para pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40) entre 2012 e 2015.

Podemos observar que de um modo geral, nas Figuras representadas acima, a maior quantidade de exames corresponde aos valores de DEP mais baixos, como seria de esperar. Este efeito é mais notório na Figura 7.15 que corresponde a pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) entre 2012 e 2015. Contudo, encontramos alguns picos de frequência dos exames realizados com DEP mais alta, como podemos observar mais evidentemente na **Figura 7.13** e na **Figura 7.14**, a frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com baixo peso (IMC inferior a 18.5) entre 2012 e 2015 e a frequência da DEP para um exame de radiografia ao abdómen para pacientes com peso normal (IMC entre 18.5 e 25) entre 2012 e 2015, respetivamente.

Como é possível verificar pela Figura 7.18, os dados referentes a pacientes com obesidade de classe 3 são poucos, e no caso específico do ano de 2012, existe apenas um exame realizado num paciente que se insere neste grupo. Por esta razão, não foi calculado NRD para pacientes com obesidade de classe 3 em 2012. Para os restantes grupos foi calculado o NRD por ano e por escalão de IMC e para o total de todos os anos. Estes valores estão representados na Tabela 7.8 abaixo.

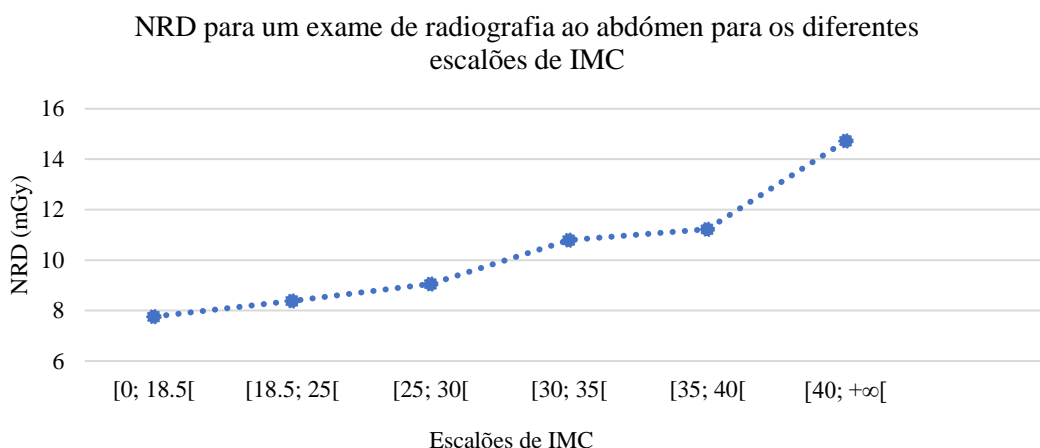
**Tabela 7.8** Valor de NRD (em mGy) por ano, e para a soma dos 4 anos, para um exame de radiografia ao abdómen para os diferentes escalões de IMC

		Valor de NRD (em mGy) para exame de radiografia ao abdómen para os diferentes escalões de IMC				
		2012	2013	2014	2015	Total
Baixo peso	[0; 18,5[	4,475	7,183	8,150	3,450	<b>7,763</b>
Peso normal	[18,5; 25[	8,438	8,403	8,153	8,612	<b>8,385</b>
Pré-obesidade	[25; 30[	9,206	8,728	9,156	8,680	<b>9,062</b>
Obesidade de classe 1	[30; 35[	8,725	12,033	9,800	11,438	<b>10,800</b>
Obesidade de classe 2	[35; 40[	14,750	9,100	12,788	10,600	<b>11,225</b>
Obesidade de classe 3	[40; +∞[		13,450	13,100	17,100	<b>14,725</b>

É possível verificar que de um modo geral o valor de NRD aumenta com o escalão de IMC, apesar de que para alguns anos, existam escalões com valor de NRD muito próximos. Por exemplo em 2012 o valor de NRD para um paciente com peso normal (IMC entre 18,5 e 25), pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) e obesidade de classe 1 (IMC entre 35 e 40) são muito próximos, 8,4 mGy, 9,2 mGy e 8,7 mGy respetivamente. O mesmo ocorre em 2014, para os 4 primeiros escalões de IMC em que os valores de NRD são aproximadamente de 8,15 mGy, 8,153 mGy, 9,16 mGy e 9,8 mGy respetivamente.

No ano de 2013 e 2015, o valor de NRD calculado para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) foi inferior ao valor de NRD calculado para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) para o mesmo ano, ao contrário do que seria de esperar.

Na Figura 7.19 apresento o valor de NRD calculado tendo em consideração todos os exames realizados entre 2012 e 2015 para cada um dos escalões de IMC. Neste é possível identificar que, como esperado, o valor de NRD aumenta com o escalão de IMC. Contudo, existe um crescimento acentuado entre os valores de NRD calculados para pacientes com obesidade de classe 2 e de classe 3, em que o primeiro valor é de 11,2 mGy e o último de 14,7 mGy.



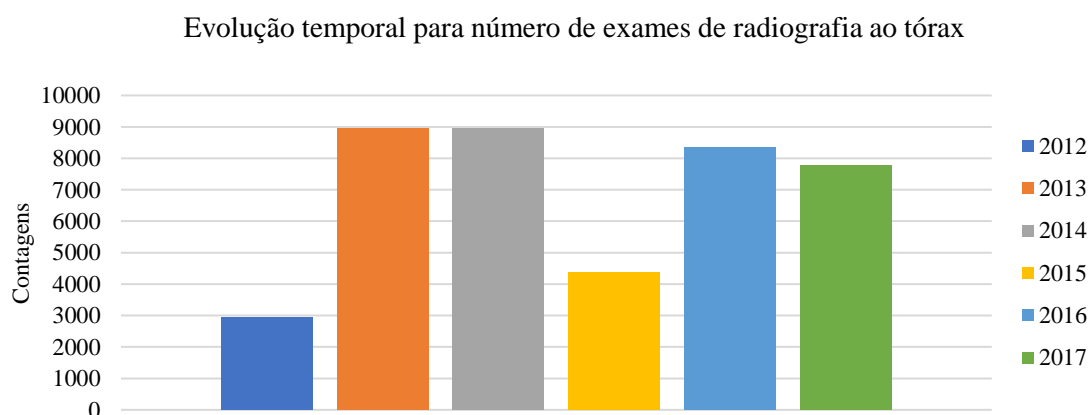
**Figura 7.19** Valor de NRD para a soma dos exames de radiografia ao abdómen realizados entre 2012 e 2015 para os diferentes escalões de IMC.

## 7.3 Radiografia ao Tórax

Foram analisados aproximadamente quarenta e um mil exames de radiografia convencional ao tórax, realizados entre 2012 e 2017, número oito vezes maior do que o número de exames de radiografia ao abdómen. Estes exames foram realizados em sete localidades distintas do Algarve, as mesmas analisadas para o exame de radiografia ao tórax: Albufeira, Faro, Loulé, Olhão, Silves, Tavira e Vila Real de Santo António.

### 7.3.1 Tratamento estatístico da frequência do exame de radiografia ao tórax

A análise da frequência do exame de radiografia ao tórax está representada na Figura 7.20. É possível identificar que o ano de 2014 foi o ano com maior frequência de exames de radiografia ao tórax no Algarve em adultos, com 8947 exames realizados, e 2012 foi o ano com menor frequência de exames de tórax realizados, com apenas 2935 exames. O ano com menor número de exames de radiografia ao tórax, ano de 2012, corresponde ao mesmo ano com menor número de exames de radiografia ao abdómen (7.2.1 Tratamento estatístico da frequência do exame de radiografia ao abdómen).



**Figura 7.20** Evolução temporal para número de exames de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.

**Tabela 7.9** Evolução temporal da frequência por sexo para exames de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.

	Sexo											
	2012		2013		2014		2015		2016		2017	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
F	1516	51,7	4803	53,7	4665	52,1	2405	54,9	4553	54,6	4227	54,4
M	1388	47,3	4115	46,0	4279	47,8	1971	45,0	3793	45,4	3544	45,6
ND	31	1,1	25	0,3	3	0,0	2	0,0	0	0,0	0	0,0
TOTAL	2935	100	8943	100	8947	100	4378	100	8346	100	7771	100

(\*) – N.º de Exames

Na Tabela 7.9 a sigla F corresponde ao sexo feminino, M ao sexo masculino e ND a sexo não definido. Nesta tabela é possível verificar que os exames de radiografia ao tórax são realizados maioritariamente por mulheres. Sendo que entre 51,7% e 54,9% dos dados de 2012 a 2017 correspondem a exames realizados em pessoas do sexo feminino.

**Tabela 7.10** Evolução temporal da frequência por intervalos de idade para o exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.

	Frequência Anual por Faixa Etária											
	2012		2013		2014		2015		2016		2017	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
[18;29]	298	10,2	788	8,8	814	9,1	360	8,2	781	9,4	652	8,4
[30;39]	421	14,3	1136	12,7	1153	12,9	586	13,4	915	11,0	870	11,2
[40;49]	416	14,2	1321	14,8	1426	15,9	711	16,2	1146	13,7	1067	13,7
[50;59]	399	13,6	1413	15,8	1394	15,6	701	16,0	1271	15,2	1112	14,3
[60;69]	518	17,6	1454	16,3	1467	16,4	728	16,6	1347	16,1	1181	15,2
[70;79]	464	15,8	1541	17,2	1444	16,1	722	16,5	1337	16,0	1351	17,4
[80;89]	359	12,2	1115	12,5	1072	12,0	489	11,2	1238	14,8	1234	15,9
[90;102]	49	1,7	169	1,9	177	2,0	81	1,9	311	3,7	304	3,9
ND	11	0,4	6	0,1	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
TOTAL	2935	100	8943	100	8947	100	4378	100	8346	100	7771	100

(\*) – N.º de Exames

Na Tabela 7.10 estão representados os dados para a frequência do exame de radiografia ao tórax por idade. É possível verificar que os exames de radiografia ao tórax são mais frequentes em pacientes com idade compreendida entre os 60 e os 69 anos, correspondendo entre 15,2% a 17,6% dos exames totais por ano. Contudo, os anos de 2013 e 2017 são exceção, pois nestes anos, o exame de radiografia ao abdómen foi mais frequente para pacientes com idade compreendida entre os 70 e os 79, correspondendo a 17,2% e a 17,4% respetivamente, do total de exames por ano. Em qualquer dos casos, referem-se a escalões etários mais elevados.

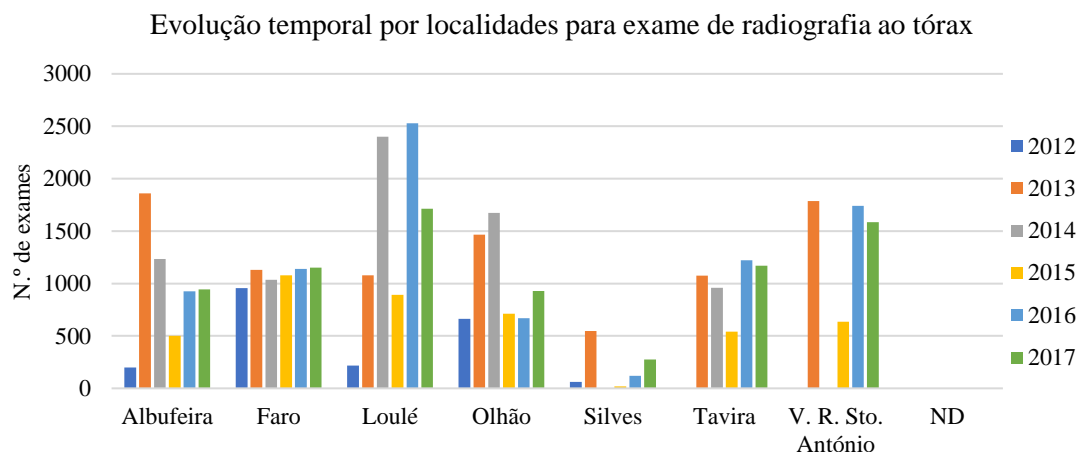
À semelhança do que ocorreu para o exame de radiografia ao abdómen, nos anos de 2016 e 2017 os exames de radiografia ao tórax não possuem registo de peso e altura do paciente a que correspondem. Por isso, a análise por escalão de IMC é apenas considerada para os anos de 2012, 2013, 2014 e 2015.

**Tabela 7.11** Evolução temporal da frequência por escalão de IMC para o exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2015.

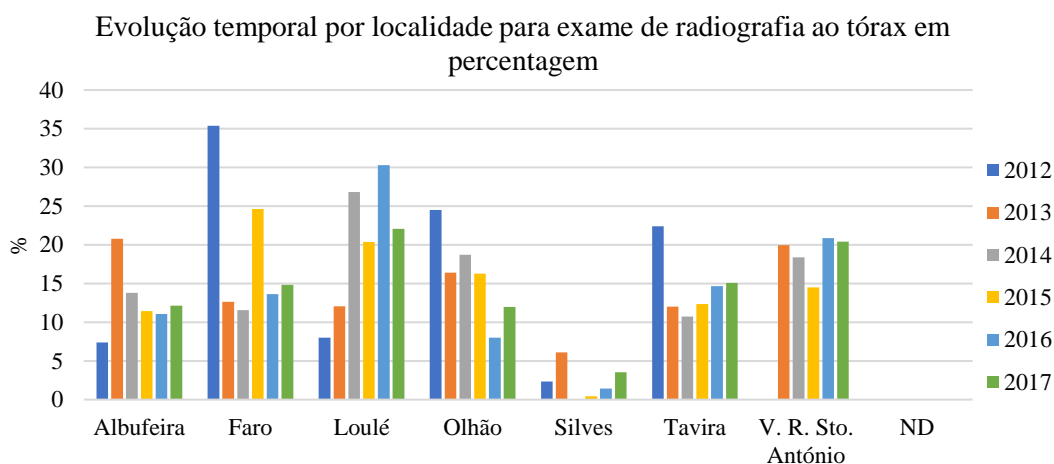
	IMC							
	2012		2013		2014		2015	
	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%	N.º (*)	%
[0; 18,5[	115	3,9	294	3,3	302	3,4	136	3,1
[18,5; 25[	1290	44,0	3764	42,1	3847	43,0	1881	43,0
[25; 30[	991	33,8	3108	34,8	3169	35,4	1546	35,3
[30; 35[	402	13,7	1258	14,1	1192	13,3	609	13,9
[35; 40[	113	3,9	395	4,4	340	3,8	154	3,5
[40; ∞[	24	0,8	124	1,4	97	1,1	52	1,2
TOTAL	2935	100	8943	100	8947	100	4378	100

Na Tabela 7.11, é possível verificar que os exames de radiografia ao tórax são realizados maioritariamente por pacientes com IMC entre 18,5 e 30, à semelhança do que acontece para os exames de radiografia ao abdómen. Sendo que pacientes com IMC entre 18,5 e 25 correspondem entre 42,1% a 44% dos exames realizados por ano, enquanto que exames realizados para pacientes com IMC entre 25 e 30 correspondem entre 33,8% a 35,4%. Um IMC entre 18,5 e 25, corresponde a um paciente com peso normal e um IMC entre 25 e 30, corresponde a um paciente com pré- obesidade. Isto seria de esperar, uma vez que estes são os intervalos correspondentes à maioria da população em Portugal.

Nas Figura 7.21 e Figura 7.22 é possível verificar a frequência dos exames por localidade. Podemos observar que, à semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, na localidade de Silves ocorre o menor número de exames de radiografia ao tórax, correspondendo entre 6,1% a 0,4% dos exames realizados por ano no Algarve entre 2012 e 2017. Faro foi a localidade com o maior número de exames de radiografia ao tórax realizados em 2012 e em 2015, com 32,6% e 24,6% dos exames totais nesse ano, respetivamente. Loulé foi a localidade com o maior número de exames realizados em 2014, 2016 e 2017 com 26,8%, 30,3% e 22,1% dos exames totais nesse ano, respetivamente. No ano de 2013, Albufeira foi a localidade com maior número de exames realizados de radiografia ao tórax, com 20,8% dos exames totais realizados nesse ano.



**Figura 7.21** Evolução temporal da frequência por localidades para exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.



**Figura 7.22** Evolução temporal da frequência por localidades para exame de radiografia ao tórax em percentagem entre 2012 e 2017.

À semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, no ano de 2014 não existem dados da realização de exames de radiografia ao tórax em Silves.

### 7.3.2 Dose média administrada por técnico e por localidade para um exame de radiografia ao tórax

À semelhança do que foi feito para o exame de radiografia ao abdómen (7.2.2 Dose média administrada por técnico e por localidade para um exame de radiografia ao abdómen), e de modo a verificar se existe relação entre a dose de radiação ionizante administrada por exame de radiografia ao tórax e a localidade onde este é realizado, ou o técnico que o realiza, foi calculada a dose média administrada por técnico e por localidade.

Foi feito, ainda, um estudo para os exames realizados entre 2012 e 2017 para as sete localidades do Algarve, de maneira a obter a dose média em DEP administrada por exame para cada uma dessas localidades. Foi calculada a média anual e a média total de todos os exames realizados entre o ano de 2012 e 2017 (Tabela 7.12).

**Tabela 7.12** Dose média anual e total para os 6 anos (2012 a 2017), administrada por paciente, DEP, para um exame de radiografia ao tórax, organizado por localidades e expressa em mGy

Localidades	Dose média anual administrada por paciente para uma radiografia ao tórax (DEP em mGy)						Dose média total (DEP em mGy)
	2012	2013	2014	2015	2016	2017	
Albufeira	0.20	0.22	0.20	0.20	0.21	0.22	0.21
Faro	0.15	0.13	0.15	0.14	0.14	0.15	0.14
Loulé	0.39	0.45	0.37	0.35	0.41	0.29	0.38
Olhão	0.28	0.29	0.25	0.24	0.31	0.26	0.27
Silves	0.65	0.60	0.00	0.29	0.44	0.30	0.46
Tavira	0.43	0.37	0.26	0.30	0.24	0.23	0.30
V. R. Sto. António	0.90	1.03	0.77	0.70	0.62	0.63	0.78
<b>Média Anual</b>	<b>0.43</b>	<b>0.44</b>	<b>0.29</b>	<b>0.32</b>	<b>0.34</b>	<b>0.30</b>	<b>0.36</b>

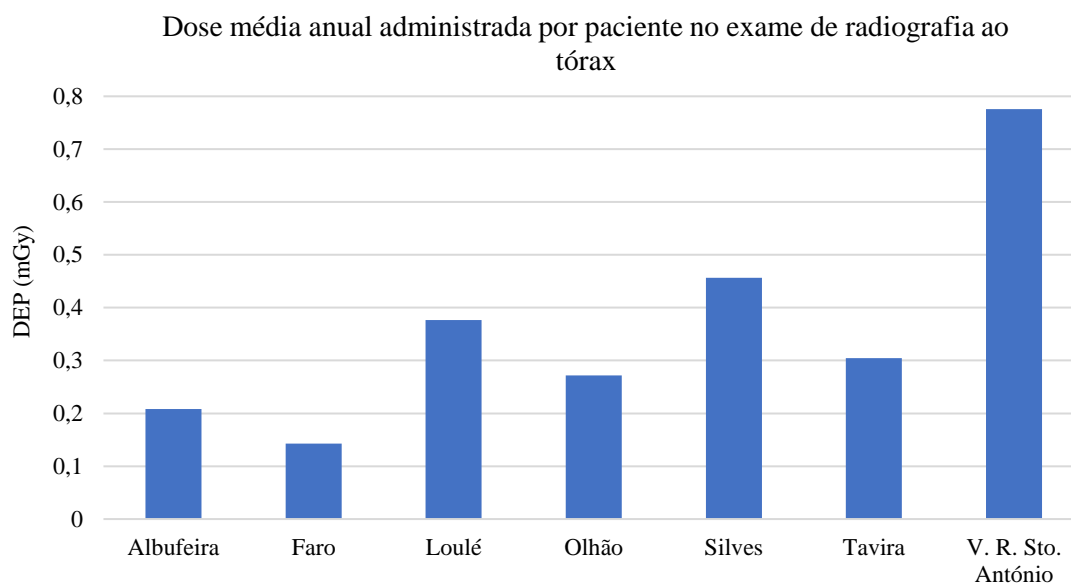
De maneira a melhor analisar os dados da Tabela 7.12, foram representadas na Figura 7.23 as doses médias totais por localidade e na Figura 7.24 as doses médias anuais para a totalidade das localidades. De notar que, como foi observado anteriormente, no ano de 2014 não existem registos de exames de radiografia ao tórax em Silves.

Podemos concluir que existem localidades que, sistematicamente, têm uma dose média anual administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax mais elevada. À semelhança do que acontece para o exame de radiografia ao abdómen, a localidade de Vila Real de Santo António destaca-se como a que possui uma dose média mais elevada. Tomando por exemplo o ano de 2013, em que a dose média administrada nesta localidade foi de 1.03mGy, esta foi aproximadamente 8 vezes superior à dose média anual administrada para o mesmo exame, no mesmo ano, na localidade de Faro, aproximadamente 0,13 mGy. Destaca-se ainda a localidade de Silves com uma dose média anual elevada para o ano de 2012 e 2013, valor este que diminui nos restantes anos avaliados.

À semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, as localidades de Albufeira e Faro têm as doses médias anuais administradas por exame de radiografia ao tórax mais baixas. Na Tabela 7.12 é possível ver a dose média anual administrada por paciente num exame de radiografia ao tórax no Algarve, ou seja, tendo em consideração todas as localidades. A localidade de Vila Real de Santo António encontra os seus valores médios de dose administrada por paciente sempre superiores à média para o Algarve. Em 2012, 2013 e 2016 podemos ainda incluir Silves com a mesma característica. Em contrapartida, as localidades de Albufeira, Faro e Olhão possuem em todos os anos analisados, 2012 a 2017, o seu valor médio de dose administrada ao paciente inferior à média no Algarve para o mesmo ano.

Em Tavira a dose média administrada por paciente num exame de radiografia ao tórax é sempre igual ou inferior à média no Algarve para todos os anos analisados.

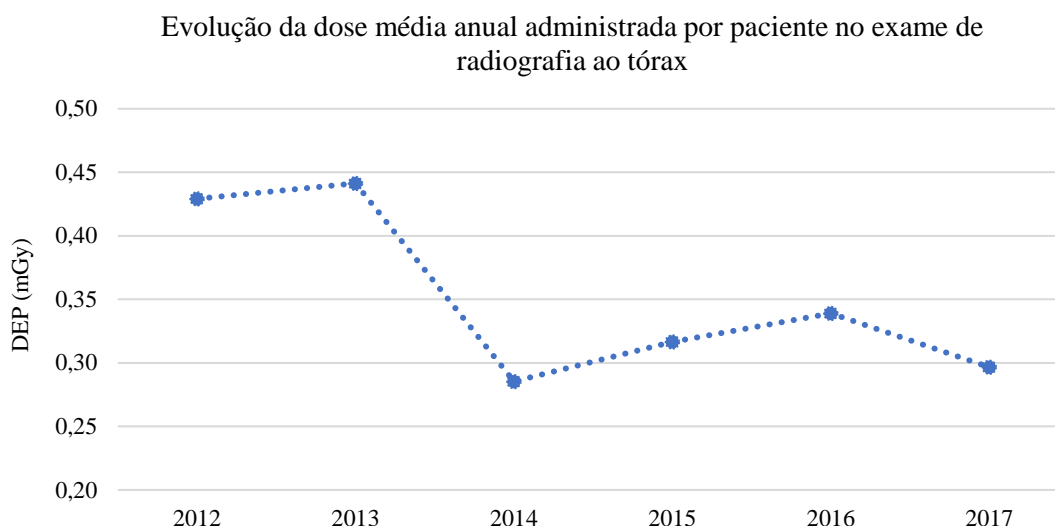
Albufeira é a localidade com uma dose média anual ao longo dos anos analisados mais estável, ou seja, pouco variável.



**Figura 7.23** Dose média administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017, organizado por localidades.

Na Figura 7.23 é possível analisar a dose média administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax, com base em todos os exames realizados entre 2012 e 2017. Podemos concluir que a localidade com dose média administrada mais alta é Vila Real de Santo António, com aproximadamente 0,78 mGy. Em contrapartida, e à semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, a localidade de Faro possui a dose média administrada mais baixa, aproximadamente 0,14 mGy. Em relação às restantes localidades e por ordem crescente da sua dose média administrada, temos: Albufeira, Olhão, Tavira, Loulé e Silves.

Na Figura 7.24 é possível avaliar a evolução da dose média anual administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax. Ao contrário do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, não existe um decréscimo contínuo nesta dose. Podemos observar um pico de dose em 2013, de 0,44 mGy, ao qual sucede, em 2014, um grande decréscimo correspondente à média anual mais baixa para todos os anos analisados, 0,29 mGy. Após 2014, a dose média anual administrada volta a subir até 2016, quando atinge 0,34 mGy e volta a diminuir em 2017.



**Figura 7.24** Evolução temporal, entre 2012 e 2017, da dose média anual administrada por paciente no exame de radiografia ao tórax para as várias localidades do Algarve.

Foi feita, também, uma análise da dose média anual entre 2012 e 2017, administrada por técnico para um exame de radiografia ao tórax (Figura 7.25). Foram identificados 35 técnicos, representados pelas letras do alfabeto. À semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, em alguns anos não existem exames realizados por todos os técnicos. Tentou-se, ainda, relacionar o técnico que realizou o exame com a localidade onde este foi relacionado de modo a poder relacionar os dados obtidos para doses médias para ambas as análises. Contudo, mais uma vez, não foi possível estabelecer esta correlação pois a maior parte dos técnicos realizam exames em mais do que uma localidade o que dificulta a tentativa de relacionar a dose média administrada por técnico com a dose média administrada por localidade.

Os valores representados na Figura 7.25 revelam uma grande variedade de valores entre as doses médias administradas por técnico. O técnico AG em 2013 obteve a dose média administrada por exame de radiografia ao tórax mais elevada, aproximadamente 1,37 mGy. No mesmo ano, o técnico F (o técnico com a dose anual média mais alta administrada para o exame de radiografia ao abdómen), obteve a segunda dose média mais alta para o exame de radiografia ao tórax, aproximadamente 1,26 mGy. Por outro lado, no mesmo ano, a dose média administrada para o mesmo exame foi quase 11 vezes menor, aproximadamente 0,115 mGy pelo técnico U (o técnico com a dose anual média mais baixa administrada para o exame de radiografia ao abdómen em 2014).

Evolução temporal para a média anual da dose administrada ao paciente por técnico no exame de radiografia ao tórax

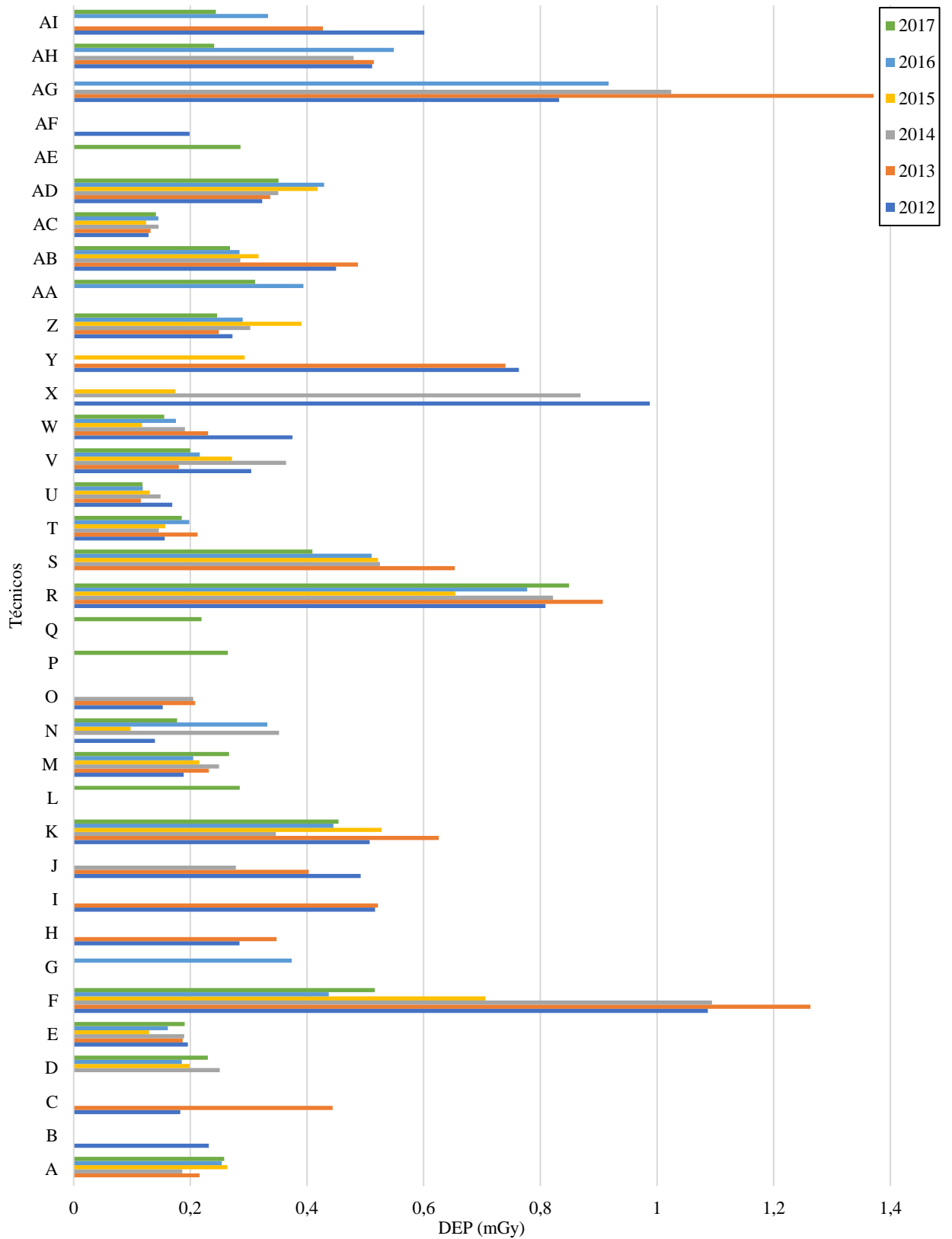
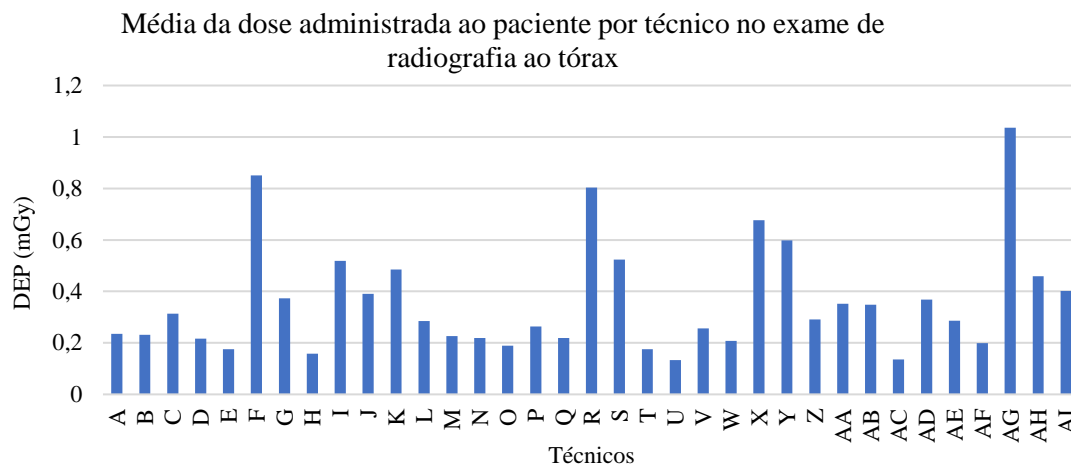


Figura 7.25 Evolução temporal para a média da dose anual administrada ao paciente por técnico no exame de radiografia ao tórax entre 2012 e 2017.



**Figura 7.26** Média da dose administrada ao paciente entre 2012 e 2017, por técnico, no exame de radiografia ao tórax.

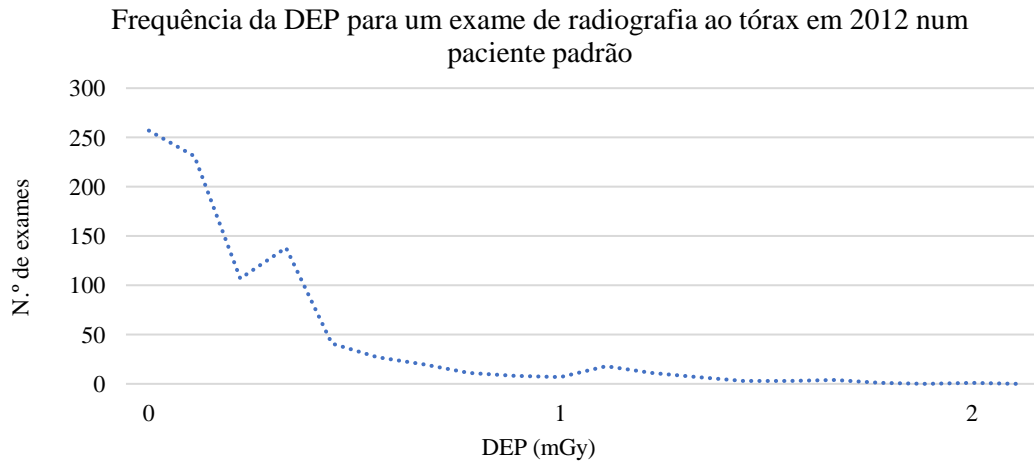
Na Figura 7.26 está representada a dose média administrada por técnico no exame de radiografia ao tórax, com base nos exames realizados entre 2012 e 2017. É possível identificar os técnicos AG e F como aqueles que possuem as maiores doses médias, aproximadamente 1,04 mGy e 0,85 mGy respectivamente; e os técnicos U e AC como os que têm as menores doses médias, aproximadamente 0,133 mGy e 0,136 mGy respectivamente.

Esta disparidade de valores nas doses médias administradas por técnico vêm reforçar a necessidade de estabelecer NRDs como valores de referência, mas também como indicadores de boas práticas. Torna-se clara a necessidade de melhorar os protocolos para a realização dos exames de radiografia ao tórax, mas também da uniformização de critérios para a sua elaboração.

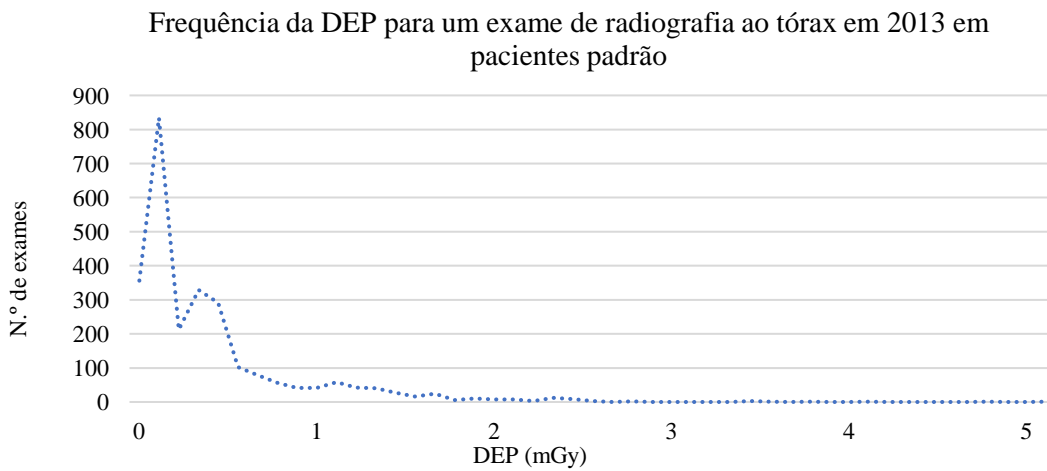
### 7.3.3 NRD local para um exame de radiografia ao tórax para um paciente padrão

Ao contrário do exame de radiografia ao abdômen, os gráficos obtidos para o exame de radiografia ao tórax são mais próximos do esperado: um gráfico com maiores N.º de exames para o valor de DEP mais baixo. Isto ocorre uma vez que existe uma maior quantidade de dados a serem considerados para o cálculo de NRD local para o exame de radiografia ao tórax para um paciente padrão. Para este são considerados os exames realizados a pacientes com peso entre 65 kg e 75 kg. À semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdômen, os dados dos exames realizados em 2016 e 2017 não possuem peso nem altura, por isso são apenas considerados os dados referentes aos anos de 2012 a 2015 para esta análise.

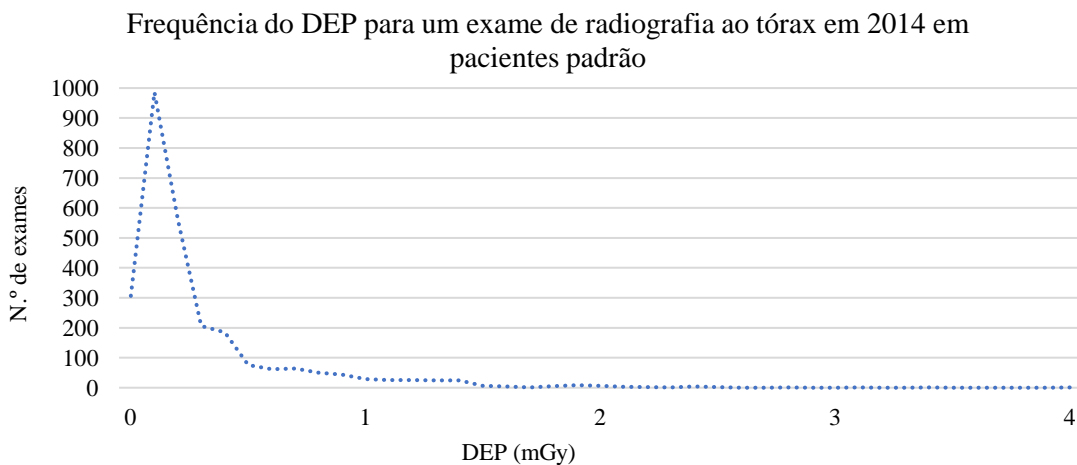
Foi feito um estudo da frequência de ocorrência do exame de radiografia ao tórax em função da dose administrada no mesmo, nos anos de 2012, 2013, 2014 e 2015, que estão representados na Figura 7.27, Figura 7.28, Figura 7.29 e Figura 7.30, respectivamente.



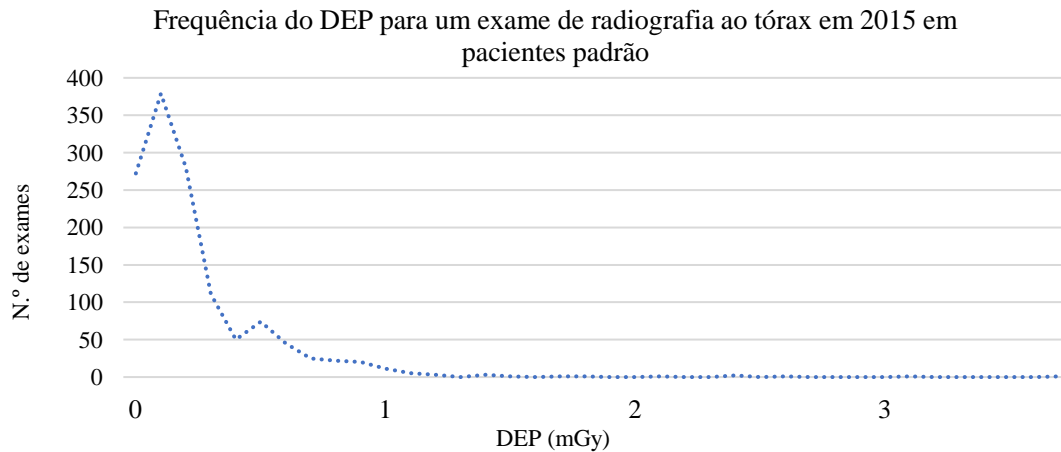
**Figura 7.27** Frequência do DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2012 num paciente padrão.



**Figura 7.28** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2013 em pacientes padrão.



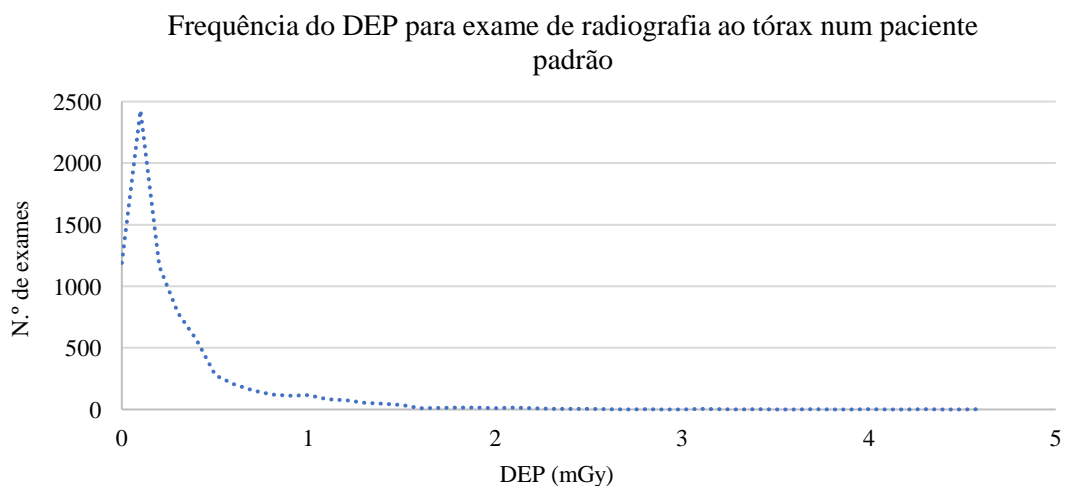
**Figura 7.29** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2014 em pacientes padrão.



**Figura 7.30** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax em 2015 em pacientes padrão.

No caso da Figura 7.31 temos a representação da frequência do exame de radiografia ao tórax para o paciente padrão e para o total dos quatro anos, 2012 a 2015, em função da dose administrada. Neste conseguimos reunir uma amostra considerável de pacientes, o que melhora o cálculo do valor de NRD. Podemos também verificar que neste gráfico é bem visível o pico no número de exames para um valor de DEP mais baixo, sendo que este pico rapidamente decresce até se tornar num valor residual para valores de DEP mais altos.

Na Tabela 7.13 são apresentados os valores de NRD correspondentes ao percentil 75 para um paciente padrão, calculados como explicado em Método matemático para cálculo de NRD, para cada ano e para o exame de radiografia ao tórax.



**Figura 7.31** Frequência da DEP para exame de radiografia ao tórax num paciente padrão para o total dos 4 anos (2012 a 2015).

**Tabela 7.13** Valor de NRD para o DEP no exame de radiografia ao tórax (mGy) para os anos entre 2012 e 2015 e para o total dos anos

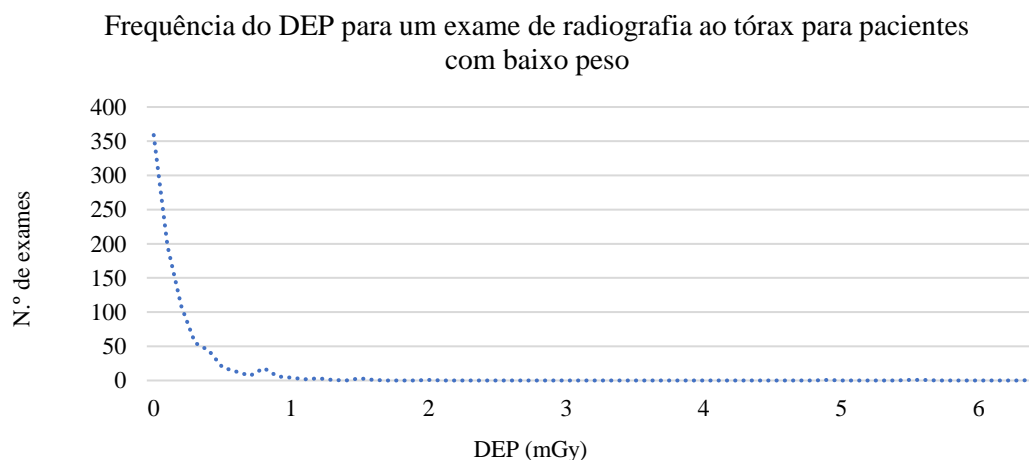
Ano	Valor de NRD para a DEP num exame de radiografia ao tórax (mGy) num paciente padrão
2012	0,355
2013	0,479
2014	0,389
2015	0,346
Total dos anos	0,415

Na Tabela 7.13 acima, estão representados os valores de NRD anuais calculados para cada um dos anos entre 2012 e 2015. Podemos verificar que o valor de NRD mais alto corresponde ao ano de 2013, onde é de aproximadamente 0,48 mGy, o que após esse ano decresce sempre até atingir o seu valor mais baixo em 2015, aproximadamente 0,35 mGy.

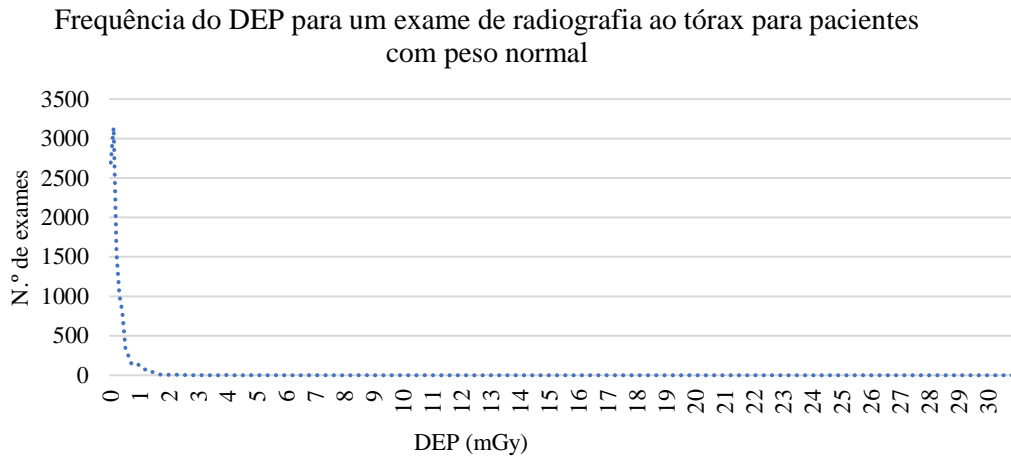
### 7.3.4 NRD local para um exame de radiografia ao tórax por escalão de IMC

Para o cálculo de NRD por escalão de IMC para um exame de radiografia ao tórax, dividiram-se os dados pelo seu Índice de Massa Corporal (IMC), ver 7.1 Utilização do Índice de Massa Corporal. À semelhança do que ocorreu para o exame de radiografia ao abdómen, foram utilizados os dados referentes aos anos de 2012 a 2015, uma vez que os dados de 2016 e 2017 não possuem informação referente ao peso e altura.

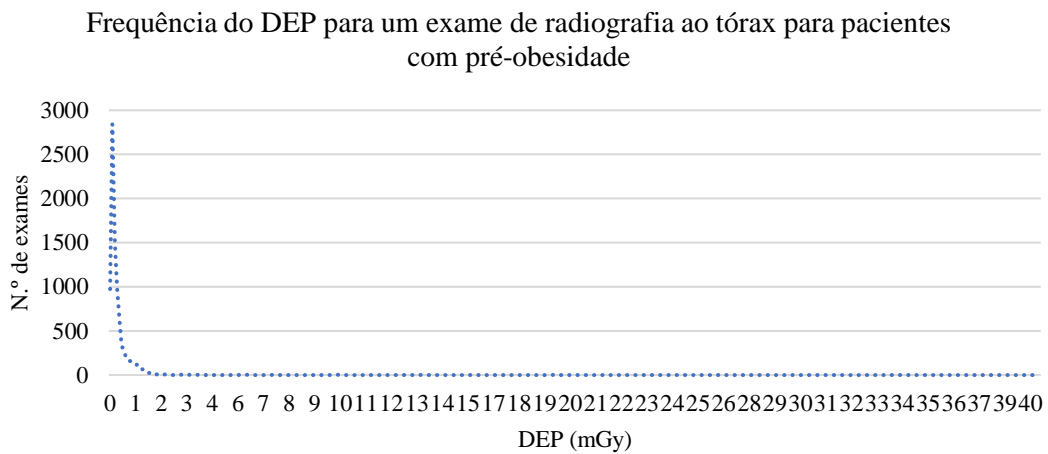
Na Figura 7.32, Figura 7.33, Figura 7.34, Figura 7.35, Figura 7.36 e Figura 7.37 estão representadas as frequências dos exames em função da dose administrada em DEP, para o exame de radiografia ao tórax para os diferentes tipos de paciente: paciente com baixo peso (IMC inferior a 18,5), pacientes com peso normal (IMC entre 18,5 e 25), pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30), pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35), pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) e pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40), respetivamente.



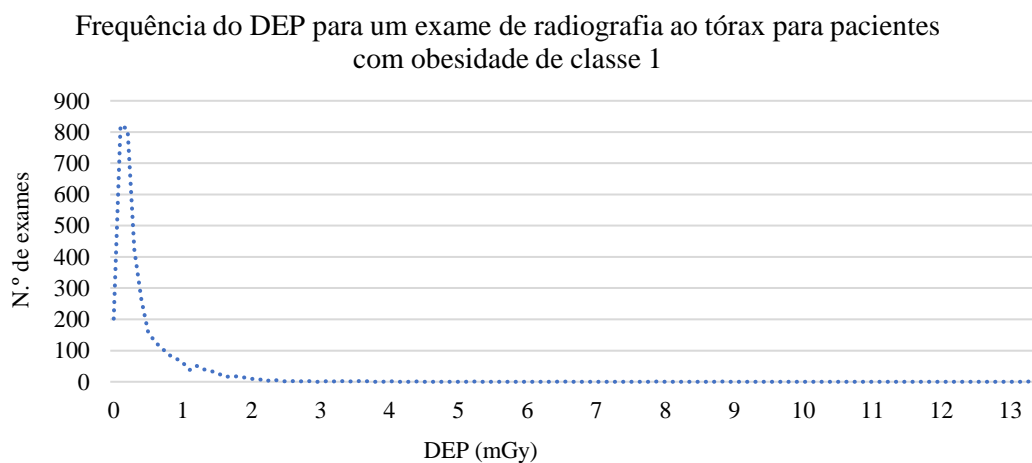
**Figura 7.32** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com baixo peso (IMC inferior a 18,5) entre 2012 e 2015.



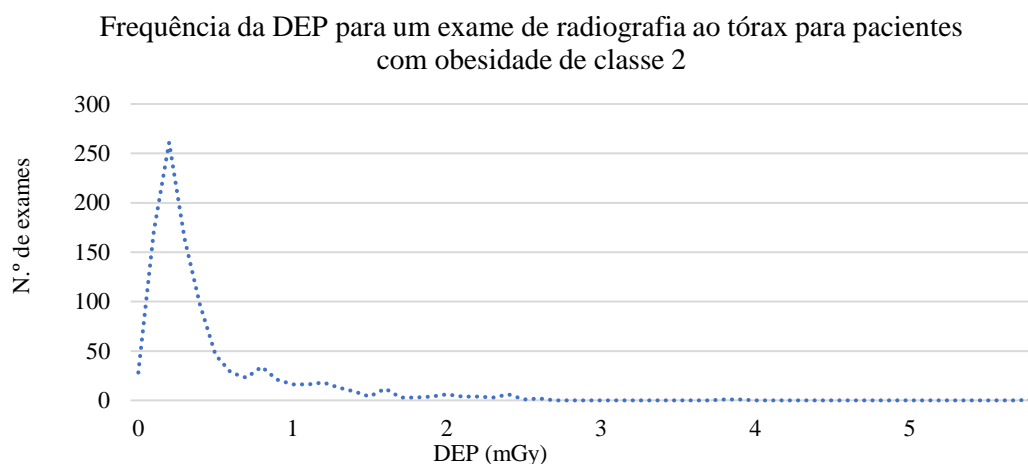
**Figura 7.33** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com peso normal (IMC entre 18.5 e 25) entre 2012 e 2015.



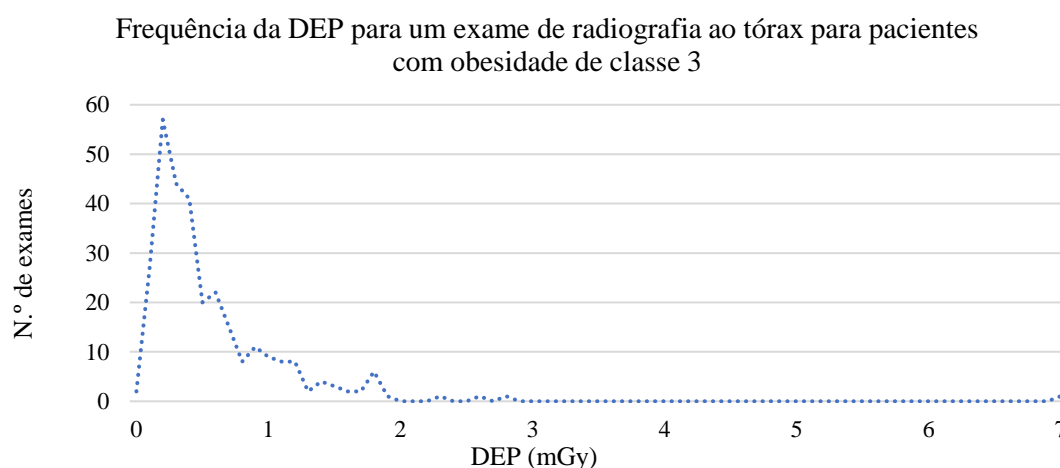
**Figura 7.34** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com pré-obesidade (IMC entre 25 e 30) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.35** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.36** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) entre 2012 e 2015.



**Figura 7.37** Frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40) entre 2012 e 2015.

Nas Figuras representadas acima, a maior quantidade de exames corresponde aos valores da DEP mais baixos, como seria de esperar, sendo até possível observar um pico que ocorre sempre nos valores da DEP mais baixos (Figura 7.32, Figura 7.33, Figura 7.34, Figura 7.35, Figura 7.36, Figura 7.37). Isto ocorre devido à maior quantidade de dados analisados para o exame de radiografia ao tórax em comparação com o número de dados para o exame de radiografia ao abdómen. Podemos também verificar que este pico é mais deformado para os escalões de IMC que possuem menos pacientes, como é o caso da Figura 7.37 que representa a frequência da DEP para um exame de radiografia ao tórax para pacientes com obesidade de classe 3 (IMC superior a 40) entre 2012 e 2015.

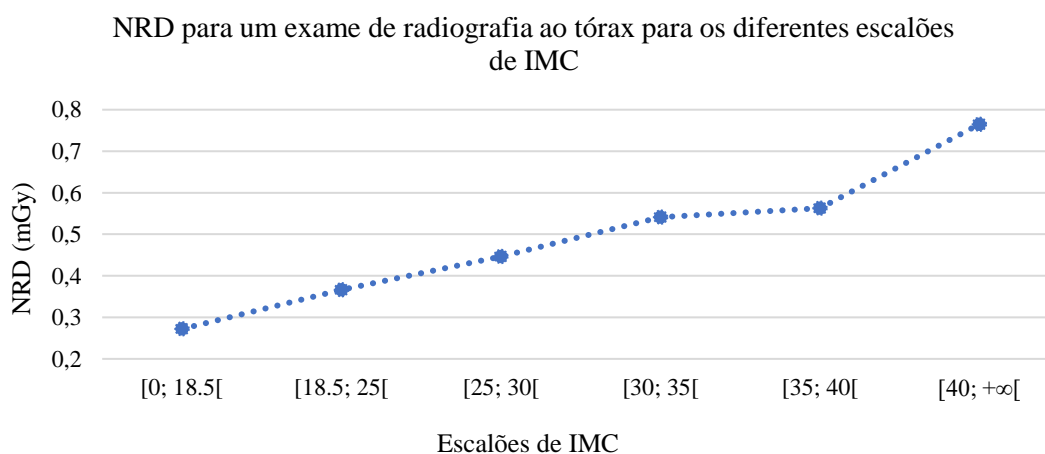
Foi calculado o NRD local para o exame de radiografia ao tórax por escalão de IMC, por ano e para o total de todos os anos. Estes valores são representados na Tabela 7.14 abaixo.

**Tabela 7.14** Valor de NRD (em mGy) por ano e para a soma dos 4 anos para um exame de radiografia ao tórax para os diferentes escalões de IMC

Valor de NRD (em mGy) para exame de radiografia ao tórax para os diferentes escalões de IMC		2012	2013	2014	2015	Total
Baixo peso	[0; 18,5[	0,295	0,332	0,231	0,237	0,272
Peso normal	[18,5; 25[	0,320	0,440	0,334	0,298	0,366
Pré-obesidade	[25; 30[	0,375	0,525	0,413	0,370	0,446
Obesidade de classe 1	[30; 35[	0,431	0,597	0,546	0,558	0,541
Obesidade de classe 2	[35; 40[	0,498	0,580	0,498	0,664	0,563
Obesidade de classe 3	[40; +∞[	0,500	0,840	0,658	1,033	0,765

É possível verificar que, de um modo geral, o valor do NRD aumenta com o escalão de IMC para o qual está a ser calculado, apesar de que para alguns anos, existam escalões de IMC com valor de NRD muito próximos. Em particular, e à semelhança do que ocorre para os exames de radiografia ao abdómen, no ano de 2012 em que os valores de NRD calculados por escalão de IMC são muito próximos, em particular para baixo peso e peso normal, e para obesidade de classe 2 e classe 3. Neste ano, os valores de NRD calculados para pacientes com obesidade de classe 2 e pacientes com obesidade de classe 3 (IMC entre 35 e 40 e IMC superior a 40, respetivamente) são muito próximos, tendo uma diferença de 0,002 mGy. Nos anos de 2013 e 2014 o valor de NRD calculado para pacientes com obesidade de classe 2 (IMC entre 35 e 40) foi inferior ao valor de NRD calculado para pacientes com obesidade de classe 1 (IMC entre 30 e 35) para o mesmo ano, ao contrário do que seria de esperar.

Na Figura 7.38 apresento os valores de NRD calculados tendo em consideração todos os exames realizados entre 2012 e 2015 para cada um dos escalões de IMC. Neste é possível verificar que, como esperado, o valor de NRD aumenta com o escalão de IMC. Contudo, e à semelhança do que ocorre para o exame de radiografia ao abdómen, existe um aumento mais acentuado do valor de NRD de um paciente com obesidade de classe 2 para um paciente com obesidade de classe 3 (IMC entre 35 e 40 e IMC superior a 40): o valor de NRD passa de 0,56 mGy a 0,77 mGy aproximadamente. Para os escalões com IMC mais baixo, IMC até 35, o valor de NRD cresce de forma praticamente linear com o escalão.



**Figura 7.38** Valor de NRD para a soma dos exames de radiografia ao tórax realizados entre 2012 e 2015 para os diferentes escalões de IMC.

## 7.4 Comparação do valor de NRD

Os valores de NRD calculados acima referem-se a NRD local para a região do Algarve, uma vez serem considerados dados de vários serviços de radiologia desta região. Contudo, estes valores podem ser comparados com valores de NRD nacionais ou internacionais consoante os dados utilizados para o cálculo dos mesmos. Esta comparação de valores é referente sempre ao paciente padrão que pode ser definido para diferentes intervalos de peso consoante o país em questão.

Na tabela abaixo [21] encontram-se vários países da União Europeia com a indicação do documento onde os valores de NRD nacionais para exames de radiografia estão publicados. Esta tabela serve de guia para as siglas utilizadas para cada país nos gráficos seguintes. De notar que alguns países não possuem valores de NRD, indicados como ‘*No DRLs*’ ou possuem os seus próprios estudos, apesar destes poderem não estar publicados em nenhum documento específico, indicados como ‘*Own survey*’.

**Tabela 7.15** – Siglas dos países da União Europeia e a indicação da referência dos valores de NRD para exames de radiografia de cada um deles, em inglês. [21]

Country	Symbol	Plain radiography
Austria	AT	Own survey
Belgium	BE	Own survey
Bulgaria	BG	Own survey & other
Croatia	HR	IAEA BSS 115
Cyprus	CY	EU RP 109
Czech Republic	CZ	Own survey & IAEA BSS 115 & Scandinavian recommendations
Denmark	DK	Own survey
Estonia	EE	No DRLs
Finland	FI	Own survey
France	FR	Own survey
Germany	DE	Own survey
Greece	EL	No DRLs
Hungary	HU	No DRLs
Iceland	IS	No DRLs
Ireland	IE	Own survey
Italy	IT	EU RP 109
Latvia	LV	No DRLs
Lithuania	LT	Own survey
Luxembourg	LU	Own survey
Fmr. Yug. Rep. Of Macedonia	MK	No DRLs
Malta	MT	No DRLs
Moldova	MD	IAEA BSS 115
Montenegro	ME	No DRLs
Netherlands	NL	Own survey
Norway	NO	Own survey
Poland	PL	Own survey
Portugal	PT	No DRLs
Romania	RO	EU RP 109
Serbia	RS	No DRLs
Slovakia	SK	Unknown
Slovenia	SI	Own survey
Spain	ES	Own survey
Sweden	SE	Own survey
Switzerland	CH	Own survey
Ukraine	UA	No DRLs
United Kingdom	UK	Own survey

Na figura abaixo é possível identificar o valor de NRD para o exame de radiografia ao abdómen para alguns dos países da União Europeia, utilizando o ESD, *Entrance Surface Dose*, em português o DEP, medido em mGy. Estão ainda indicadas as siglas AP e PA que significam anterior-posterior e posterior-anterior, respetivamente, e referem-se à posição do paciente na mesa durante a realização do exame.

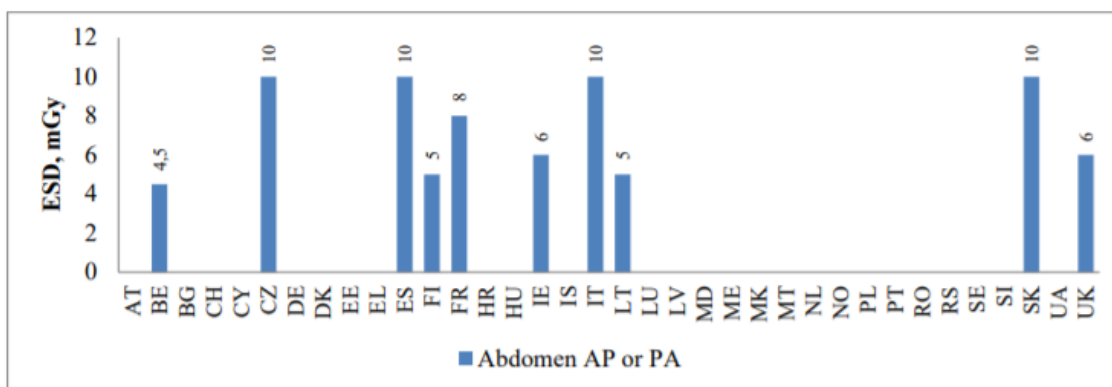


Figura 7.39 – Valores de NRD para o exame de radiografia ao abdómen para alguns países da União Europeia.[21]

Como é possível verificar no gráfico acima o valor de NRD varia entre 4,5 mGy e 10 mGy para o exame de radiografia ao abdómen, sendo que o valor de NRD local para o Algarve calculado para os exames realizados entre 2012 e 2015 é de 8,693 mGy para o mesmo exame. Este valor calculado encontra-se dentro do intervalo de valores de NRD, mais próximo do limite superior, existentes para os países da União Europeia.

Na figura abaixo é possível identificar o valor de NRD para o exame de radiografia ao tórax para alguns dos países da União Europeia, utilizando o ESD, *Entrance Surface Dose*, em português o DEP, medido em mGy.

No gráfico estão indicadas as siglas PA e LAT que significam posterior-anterior e lateral, respetivamente, e referem-se à posição do paciente na mesa durante a realização do exame. Ao contrário do que acontece para a radiografia ao abdómen, existem valores distintos de NRD consoante a posição do paciente aquando da realização do exame, sendo que para a posição lateral do paciente o valor de NRD é mais elevado em qualquer um dos países referidos.

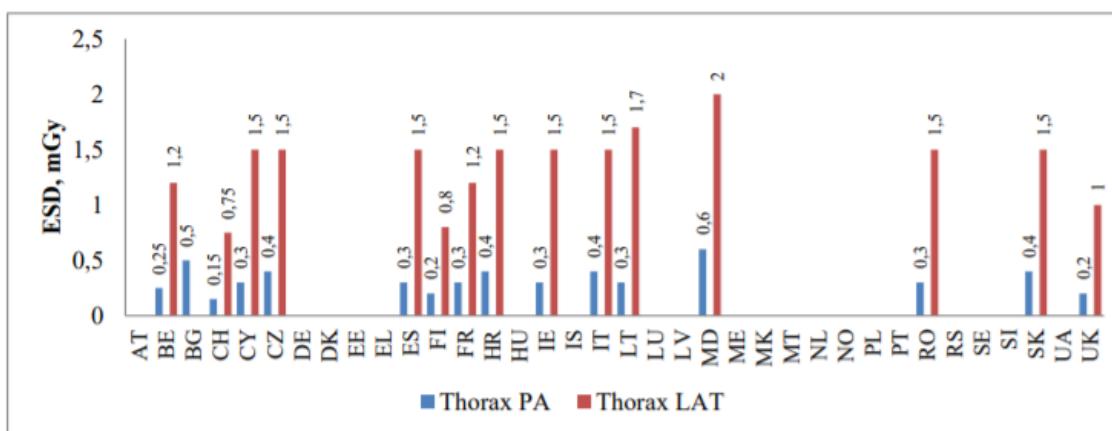


Figura 7.40 – Valores de NRD para o exame de radiografia ao tórax para alguns países da União Europeia.[21]

Por último é ainda possível concluir do gráfico acima, que o valor de NRD varia entre 0,15 mGy e 0,75 mGy para o exame de radiografia ao tórax na posição posterior-anterior, sendo que o valor de NRD local para o Algarve calculado para os exames realizados entre 2012 e 2015 é de 0,415 mGy para o mesmo exame e para a mesma posição do paciente. A posição lateral do paciente não é tão frequente nos exames realizados no Algarve e por isso não foi considerada para este estudo. O valor de NRD calculado para radiografia ao abdómen no Algarve encontra-se um pouco acima do valor no meio do intervalo de valores de NRD existentes para os países da União Europeia.

# Conclusão

Os NRDs podem ser uma ferramenta de extrema importância para a proteção radiológica. Uma vez que nas aplicações médicas não se aplica qualquer limitação de dose, definir NRDs pode ser uma forma de estabelecer valores indicativos da dose a aplicar, através de um valor de referência ajustado para cada procedimento. Este valor requer uma constante atualização, pois apenas deste modo o valor de NRD pode estar em conformidade com a evolução das técnicas, procedimentos e equipamentos, cada vez mais sofisticados, e cumprir-se sempre o princípio ALARA.

Ao avaliar a dose média administrada por localidade e por técnico em ambos os exames de radiografia ao abdómen e ao tórax foi possível verificar uma grande discrepância entre os valores obtidos. Esta discrepância de valores pode ser resultado de diferentes técnicas utilizadas, equipamentos mais antigos e inclusive por técnicos com diferentes anos de experiência e que utilizem diferentes abordagens durante a aquisição de imagem. A justificação desta diferença de valores só poderia ser corretamente analisada após uma visita e acompanhamento a cada um dos serviços de modo a perceber as limitações e condições de cada um deles. Apenas a partir desta análise é que podem também ser sugeridas medidas de melhoramento.

O cálculo de NRD pode ser benéfico tendo em consideração o IMC do paciente e não apenas o seu peso. Usualmente a definição de NRD é baseada num paciente padrão que é definido num intervalo de peso. Esta definição limita não só o número de pacientes e de exames que podem ser usados para o cálculo de NRD como, na minha opinião, não é representativa da estrutura do paciente. O peso pode representar um paciente apenas se tivermos em consideração a sua distribuição ao longo da estrutura, logo é importante saber a altura.

Durante a realização de um exame, parte da energia emitada é absorvida pelo corpo, é então expectável que a dose de radiação necessária para efectuar o exame seja superior num paciente com IMC elevado, de modo a obter uma boa qualidade de imagem. A quantidade de energia absorvida pelo corpo vai depender da densidade das estruturas que a radiação atravessa. Podemos assim verificar que a dose necessária deve aumentar com o aumento do IMC.

Para os exames de radiografia ao abdómen efetuados entre 2012 e 2015 nas várias regiões do Algarve, calculou-se, para um paciente padrão, o valor de NRD de 8,69 mGy. Para o mesmo intervalo de tempo e para o mesmo exame, calculou-se o valor de NRD por escalão de IMC. Foi possível observar que para o escalão de baixo peso e de peso normal, o valor de NRD calculado é inferior ao valor de NRD calculado para o paciente padrão, 7,76 mGy e 8,39 mGy respetivamente. Para os escalões de IMC de pré-obesidade e obesidade de classe 1, 2 e 3 o valor de NRD calculado aumenta, 9,06 mGy, 10,8 mGy, 11,23 mGy e 14,73 mGy respetivamente.

Da mesma forma, para os exames de radiografia ao tórax efetuados entre 2012 e 2015 nas várias regiões do Algarve, calculou-se, para um paciente padrão, o valor de NRD de 0,42mGy. Para o mesmo intervalo de tempo e para o mesmo exame, calculou-se o valor de NRD por escalão de IMC. Foi possível observar, à semelhança do exame de radiografia ao abdómen, que para o escalão de baixo peso e de peso normal, o valor de NRD calculado é inferior ao valor de NRD calculado para o paciente padrão, 0,27 mGy e 0,37 mGy respetivamente. Para os escalões de IMC de pré-obesidade e obesidade de classe 1, 2 e 3 o valor de NRD calculado aumenta, 0,45 mGy, 0,54 mGy, 0,56 mGy e 0,77 mGy respetivamente.

Podemos então concluir que os valores de NRD calculados tendo em consideração os escalões de IMC são mais baixos para os escalões de baixo peso e peso normal, sendo que a maioria da população em Portugal se encontra neste último escalão. Ao ter como referência os valores de NRD calculados por escalão de IMC podemos reduzir as doses de radiação administradas aos pacientes nestes escalões.

Para os escalões de IMC mais altos, obtemos valores de NRD superiores aqueles que são calculados para um paciente padrão. Contudo, esta não é uma conclusão surpreendente, pois resulta de uma adaptação à realidade do paciente em questão. Ao utilizar como referência os valores de NRD calculados por escalão de IMC podemos estar a contribuir para que não seja necessário a repetição de exames. Por norma, para pacientes com IMC mais alto, será necessária uma dose de radiação mais elevada para conseguir a mesma qualidade de imagem. Ao considerar o NRD de um paciente padrão podemos não estar a adequar o valor da dose ao paciente em questão, podendo advir a necessidade de repetição do exame para se conseguir a qualidade necessária ao diagnóstico médico.

Os valores de NRD como referência à administração de doses em exames médicos podem ser extremamente benéficos para o paciente, contribuindo significativamente para a realização dos pilares 2 e 3 da Proteção Radiológica. Contudo, o cálculo destes valores deve ser feito tendo em consideração, tanto quanto possível, as especificidades de cada paciente. Em particular, as suas alturas e pesos, ou seja, o IMC.

De notar que apesar de o IMC ser representativo da estrutura do paciente num todo, tem também algumas limitações. Ao analisar a distribuição do volume ao longo da altura de um paciente é possível verificar que nem sempre esta distribuição é homogénea. Consoante a localização a examinar, e não tendo uma distribuição de peso homogénea, o IMC pode apresentar alguma limitação e pode ser benéfico ter em consideração outras características do paciente, como por exemplo o perímetro abdominal , perímetro de cabeça, etc.

# Referências

- [1] Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente, “Radiação: efeitos e fontes, Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente,” 2016. ISBN: 978-92-807-3604-5
- [2] “Decreto-Lei n.º 108/2018 do Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior,” 2018.
- [3] “Tratamento Radioterapia,” 20 Fevereiro 2020. [Online]. Available: <http://www.ipolisboa.min-saude.pt/sobre-o-cancro/tratamento/radioterapia>.
- [4] “Morsch,” 20 Fevereiro 2020. [Online]. Available: <https://telemedicinamorsch.com.br/blog/rx-de-torax-oit-para-que-serve>.
- [5] “Radiação Médica,” 20 Fevereiro 2019. [Online]. Available: <http://www.radiacao-medica.com.br/tipos-de-imagens-medicas/raios-x/radiografia-raios-x-simples>.
- [6] H. D. Nagel, “CT Parameters that Influence the Radiation Dose,” 2007. Online ISBN: 978-3-540-68575-3
- [7] “What is Radiation Weighting Factor,” 12 Agosto 2020. [Online]. Available: <https://www.radiation-dosimetry.org/what-is-radiation-weighting-factor-definition/>.
- [8] ICRP, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37,” 2007.
- [9] J. J. Lima, “Técnicas de Diagnóstico com Raios-X - Aspectos físicos e Biofísicos,” Imprensa da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009. ISBN: 978-989-26-0484-8
- [10] “Pitch - CT,” [Online]. Available: <https://radioterapia.org/articles/pitch-ct>.
- [11] D. Dance, A. Maidment, S. Christofides, I. McLean e K. Ng, Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2014. ISBN: 978-92-131010-1
- [12] “Vigilância da saúde dos trabalhadores expostas a radiação ionizante - Guia técnico nº1,” Programa Nacional de Saúde Ocupacional: 2º Ciclo - 2013/2017.
- [13] “GE Healthcare,” 20 Novembro 2019. [Online]. Available: (<https://www.gehealthcare.com/en/courses/lightspeed-vct>).
- [14] GE Healthcare, “LightSpeed VCT Technical Reference Manual,” 2011.
- [15] Health Protection Agency, “Annual Report and Accounts 2010,” 2010 ISBN: 9780102972177.

- [16] C. Sousa, “Estimativa da dose paciente para os exames de raios-X do TOP 20,” Lisboa, 2012.
- [17] E. W. Weisstein, “Percentile,” 15 Setembro 2019. [Online]. Available: <https://mathworld.wolfram.com/Percentile.html>.
- [18] J. Camolas, M. J. Gregório, S. Sousa e P. Graça, *Obesidade: Otimização da Abordagem Terapêutica no Serviço Nacional de Saúde*, Lisboa: Direcção-Geral da Saúde, 2017. ISBN: 978-972-675-275-2
- [19] Direcção-Geral da Saúde, “Circular Normativa nº 03/DGCG. 17-03-2005. Programa Nacional de Combate à Obesidade,” Lisboa, 2005.
- [20] FFMS, “Esperança de vida à nascença: total e por sexo,” 21 Setembro 2020. [Online]. Available: <http://www.pordata.pt>.
- [21] European Commission, “Radiation Protection nº180 - Medical Radiation Exposure of the European Population,” Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2014