



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Noémi Beatriz Gonçalves Garcia

AVALIAÇÃO DAS DOSES NOS ÓRGÃOS EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE PLANEAMENTO EM RADIOTERAPIA

VOLUME 1

Dissertação em Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, coorientada pela Professora Doutora Ana Cravo Sá, pela Doutora Cecília Paulos Borges e pela Engenheira Katia Jacob e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra.

junho de 2025

AVALIAÇÃO DAS DOSES NOS ÓRGÃOS EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE PLANEAMENTO EM RADIOTERAPIA

Noémi Beatriz Gonçalves Garcia

Dissertação em Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, coorientada pela Professora Doutora Ana Cravo Sá, pela Doutora Cecília Paulos Borges e pela Engenheira Katia Jacob e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra para obtenção do grau de Mestre.

junho de 2025

Dedicatória

Dedico esta dissertação à memória dos meus familiares que enfrentaram corajosamente o cancro. Também à memória de familiares e amigos que, embora tenham lutado outras batalhas, deixaram em mim marcas profundas de força e resiliência.

À minha família e ao meu namorado, pelo constante apoio, paciência e amor nos momentos mais exigentes desta jornada.

À minha professora do ensino básico, Rosália Fernandes, por ser um exemplo a seguir de coragem, dedicação e inspiração. Ao meu amigo, António Gouveia, por ser um exemplo de luta e perseverança.

Dedico esta dissertação a todos os que cruzaram o meu caminho e que, de alguma forma, moldaram a pessoa que sou hoje.

Por fim, a todas as pessoas que lutaram e lutam contra o cancro.

Agradecimentos

Quero expressar o meu profundo agradecimento à minha orientadora, Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, e às minhas coorientadoras, Professora Doutora Ana Cravo Sá, Doutora Cecília Paulos Borges e Engenheira Katia Jacob, pela orientação, encorajamento, dedicação e constante disponibilidade.

A todos os professores com quem tive a honra de me cruzar no meu percurso académico, em especial aos docentes do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, deixo o meu sincero reconhecimento. Foi um privilégio ser vossa aluna e valorizo os ensinamentos e contributos partilhados, bem como a dedicação demonstrada por todos.

Agradeço a colaboração do Hospital CUF Descobertas, por fornecer as informações e dados necessários à realização desta dissertação. Aos profissionais do serviço de Radioterapia, o meu especial agradecimento pela forma como me receberam, pela vossa paciência, disponibilidade, simpatia e partilha de conhecimento.

Ao Instituto Politécnico de Coimbra, agradeço por promover o bem-estar mental e emocional dos seus estudantes, através do apoio psicológico e psiquiátrico. Um agradecimento especial à minha psicóloga, Doutora Psicóloga Alice Mendes, por ter-me acompanhado ao longo do mestrado.

Aos meus coleguinhas de curso de Mestrado, Ana R., Lisa, Mariana S. Mariana R., Ana Luísa, Carlos, Raquel, Tânia, Magda, Inês e André, obrigada por todos os conhecimentos partilhados, pelo companheirismo, pelas experiências, divertimentos e convívios. Às minhas colegas que me davam boleia, pela boa vontade, gargalhadas e amizade, que espero levar para a vida.

À minha mãe, Maria Noémi, e ao meu pai, Luís, deixo o meu mais sentido agradecimento, sem eles nada disto seria possível. À minha mãe, por ser a minha rocha e o meu porto seguro, pelo apoio constante e incondicional, por estar sempre disponível para mim a todas as horas, e por todos os sacrifícios feitos por mim e pelos meus irmãos.

Aos meus incríveis avós, Isabel e Agostinho, obrigada por serem o meu conforto diário, por todas as boas intenções, por todo o carinho e amor que me dão. À minha tia, Ana Isabel, sou profundamente grata por tudo o que sempre fez por mim e pela minha família, um “obrigada” não chega por toda a dedicação e amor que nos dá constantemente.

Ao meu namorado, Tony Williams, agradeço pelo companheirismo, compreensão, paciência, amor e por acreditar sempre em mim.

Aos meus fiéis companheiros de quatro patinhas, Amora, Gordo e Neves, agradeço pela companhia silenciosa, conforto, e por me aquecerem o colo nos dias mais frios em que elaborava a dissertação.

Por fim, agradeço a Deus, a Jesus, a Nossa Senhora e às minhas santinhas pela força e proteção em cada etapa desta caminhada.

O meu sincero agradecimento,

Noémi Beatriz Gonçalves Garcia

Resumo

A tomografia computadorizada (TC) utilizada no planeamento de tratamentos de radioterapia (RT), utiliza aquisições de imagens extensas e protocolos complexos, o que tem vindo a reforçar a importância de se avaliar as doses inerentes à prática, e garantir a segurança radiológica dos doentes. A avaliação da exposição associada a estas aquisições é relevante, de modo a garantir que as doses administradas aos doentes são otimizadas, minimizando o risco de efeitos indesejados.

Este estudo tem como objetivo avaliar os parâmetros e protocolos de aquisição de imagens nos exames de TC de planeamento de RT, para as indicações clínicas de cabeça e pescoço, sistema nervoso central (SNC), pulmão 4D, pulmão *Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT)*, mama, mama e axila, mama *Deep Inspiration Breath Hold (DIBH)* e próstata. Ainda como objetivo pretende-se estimar as doses absorvidas pelos órgãos, a dose efetiva, analisar níveis de referência de diagnóstico (NRD) locais, e definir valores típicos de dose.

A análise foi realizada para uma amostra de 151 doentes que realizaram TC de planeamento, com o equipamento da marca *General Electric*, modelo *Discovery™* RT. As estimativas dosimétricas foram calculadas com recurso ao *software The National Cancer Institute Dosimetry System for Computed Tomography (NCICT)*. Para cada exame registaram-se os parâmetros de aquisição das imagens, os intervalos de aquisição, os diâmetros anatómicos dos doentes, os valores de *Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol})*, *Dose-Length Product (DLP)*, o *Size-Specific Dose Estimate (SSDE)*, bem como as doses absorvidas pelos órgãos e a dose efetiva estimada.

Os objetivos propostos foram alcançados, pois analisaram-se os parâmetros de aquisição dos protocolos de TC de planeamento de RT, os comprimentos de aquisição, estimaram-se as doses absorvidas nos órgãos e as doses efetivas. Os resultados foram comparados com a literatura existente, permitindo uma avaliação crítica. Analisaram-se NRD locais e definiu-se os valores típicos de exposição.

Propuseram-se valores típicos de dose, baseados no P50 da distribuição dos valores de *CTDI_{vol}* e de *DLP*, para as indicações clínicas de cabeça e pescoço de (12,90 mGy e 567 mGy.cm), SNC (11,60 mGy e 383 mGy.cm), mama (13,10 mGy e 496 mGy.cm), mama e axila (13 mGy e 526 mGy.cm), mama *DIBH* (10,60 mGy e 809 mGy.cm), pulmão 4D (30,70 mGy e

2423 mGy.cm) e pulmão *SBRT* (39,90 mGy e 2141 mGy.cm) e para a próstata (15,10 mGy e 717 mGy.cm).

Como perspectiva futura, destaca-se a importância de aumentar a casuística, integrar critérios de avaliação da qualidade de imagem e realizar comparações com outras ferramentas de cálculo de dose. Destaca-se também a possibilidade de realizar estimativas do risco decorrentes da exposição à TC de planejamento.

Os resultados obtidos permitem uma melhor compreensão das práticas locais de aquisição em TC de planejamento de RT, reforçam a importância da avaliação periódica dos protocolos e a relevância da proteção e segurança radiológica na prática clínica. Além disso, constituem um ponto de partida à implementação de estratégias de otimização e à definição de NRD no serviço de RT.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada de Planejamento; Radioterapia; Avaliação de Doses nos Órgãos; Níveis de Referência de Dose; *Software* NCICT;

Abstract

Computed tomography (CT) used in radiotherapy (RT) treatment planning involves extensive image acquisition and complex protocols, which has reinforced the importance of assessing the doses inherent in the practice and ensuring the patients' radiation safety. The assessment of exposure associated with these acquisitions is essential to ensure that the doses administered to patients are optimised, minimising the risk of undesired effects.

This study aims to evaluate the imaging acquisition parameters and protocols used in CT simulation scans for RT planning, focusing on clinical indications including head and neck, central nervous system (CNS), 4D lung, Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) lung, breast, breast and axilla, Deep Inspiration Breath Hold (DIBH) breast, and prostate. Additionally, the study seeks to estimate doses absorbed by the organs and effective dose, analyse local diagnostic reference levels (DRLs), and define typical dose values.

The analysis was conducted on a sample of 151 patients who underwent planning CT scans, acquired using a GE Discovery™ RT CT scanner. Dosimetric estimates were calculated using The National Cancer Institute Dosimetry System for Computed Tomography (NCICT) software. For each examination, the image acquisition parameters, acquisition intervals, anatomical diameters of patients, Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}), Dose-Length Product (DLP), Size-Specific Dose Estimate (SSDE) values, as well as the absorbed doses by the organs and the estimated effective dose were recorded.

The proposed objectives were achieved, as the acquisition parameters of the RT planning CT protocols and acquisition lengths were analysed, and the doses absorbed by the organs and effective doses were estimated. The results were compared with the existing literature, allowing for a critical evaluation. Local DRL were analysed and typical exposure values were defined.

Typical dose values were proposed based on the 50th percentile (P50) of the CTDI_{vol} and DLP distributions for the clinical indications of the head and neck (12,90 mGy and 567 mGy·cm), CNS (11,60 mGy and 383 mGy·cm), breast (13,10 mGy and 496 mGy·cm), breast and axilla (13 mGy and 526 mGy·cm), breast DIBH (10,60 mGy and 809 mGy·cm), 4D lung (30,70 mGy and 2423 mGy·cm), lung SBRT (39,90 mGy and 2141 mGy·cm), and prostate (15,10 mGy and 717 mGy·cm).

As a future perspective, it is important to expand the sample, integrate image quality assessment criteria, and make comparisons with other dose calculation tools. It is also worth highlighting the potential to estimate the risk associated with exposure from planning CT scans, in the future.

The results obtained allow for a better understanding of local acquisition practices in RT planning CT, reinforce the importance of periodic evaluation of protocols, and highlight the relevance of radiation protection and safety in clinical practice. Furthermore, they constitute a starting point for the implementation of optimisation strategies and the definition of DRL.

Keywords: Planning Computed Tomography; Radiotherapy; Organ Dose Assessment; Dose Reference Levels; NCICT Software.

Lista de Siglas, Abreviaturas e Símbolos

AAPM	Associação Americana de Física na Medicina, do inglês <i>American Association of Physics in Medicine</i>
ADN	Ácido Desoxirribonucleico
ALARA	Tão Baixo Quanto Razoavelmente Possível, do inglês <i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ALADA	Tão Baixo Quanto Diagnosticamente Aceitável, do inglês <i>As Low As Diagnostically Acceptable</i>
AP	Ântero-posterior
c	Posição Central
C	Espessura dos cortes/secções
cm	centímetros
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computorizada, do inglês <i>Computed Tomography Dose Index</i>
CTDI_{vol}	Do inglês, <i>Volume CTDI</i>
CTDI_w	CTDI ponderado, do inglês <i>Weighted CTDI</i>
D_E	Diâmetro Efetivo
D(z)	Distribuição Dosimétrica no Eixo do Z
DIBH	<i>Deep Inspiration Breath Hold</i>
D_{LAT+AP}	Soma das Dimensões Lateral e Ântero-posterior
DLP	Produto do Comprimento pela Dose, do inglês <i>Dose-Length Product</i>
D_T	Dose Absorvida Média por Órgão ou Tecido
E	Dose Efetiva
EUA	Estados Unidos da América
EURATOM	Comunidade Europeia de Energia Atômica, do inglês <i>European Atomic Energy Community</i>
GUI	Interface Gráfica do Utilizador, do inglês <i>Graphical User Interface</i>
H_T	Dose Equivalente
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica, do inglês <i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica, do inglês <i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	Comissão Internacional de Medições e Unidades de Radiação, do inglês <i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
k	Fatores k, do inglês <i>k-factors</i>

L	<i>Range</i>
LAT	Lateral
mAs	Miliamperes por Segundo
MeV	Megaeltrão-volt
mGy	Miligray
mSv	Milisievert
NCICT	Sistema de Dosimetria do Instituto Nacional do Cancro para Tomografia Computorizada, do inglês <i>The National Cancer Institute Dosimetry System for Computed Tomography</i>
NCICTX	Sistema de Dosimetria do Instituto Nacional do Cancro para Tomografia Computorizada Estendido, do inglês <i>National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography eXtended</i>
NIBIB	Instituto Nacional de Imagem Biomédica e Bioengenharia, do inglês <i>National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering</i>
NRD	Níveis de Referência de Dose
NRPB	Conselho Nacional de Proteção Radiológica, do inglês <i>National Radiation Protection Board</i>
OAR	Órgãos em Risco, do inglês <i>Organs at Risk</i>
ORNL	Laboratório Nacional de Oak Ridge do inglês, <i>Oak Ridge National Laboratory</i>
p	Posição Periférica
P	<i>Pitch</i>
PACS	Sistema de Arquivo e Comunicação de Imagens, do inglês <i>Picture Archiving and Communication System</i>
PHE	Saúde Pública da Inglaterra, do inglês <i>Public Health England</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
P25	Percentil 25
P50	Percentil 50
P75	Percentil 75
R	Tipo de Radiação
RT	Radioterapia
SaaS	Software como Serviço, do inglês <i>Software as a Service</i>
SBRT	Radioterapia Estereotáxica Extracraniana, do inglês <i>Stereotactic Body Radiation Therapy</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SRS	Radiocirurgia Estereotáxica, do inglês <i>Stereotactic Radiosurgery</i>
SSDE	<i>Size-Specific Dose Estimate</i>

T	Tecido ou Órgão
TC	Tomografia Computorizada
W_T	Fatores de Ponderação Tecidual
W_R	Fator de Ponderação da Radiação
X	Posição da Câmara de Ionização
γ	Gama
δ	Delta
3D	Tridimensional
4D	Quadridimensional

Lista de Tabelas

Tabela 1. Adaptado do relatório nº 96 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008). Valores normalizados de dose efetiva por DLP para populações pediátricas e adultas, abrangendo diferentes regiões anatómicas e idades. Nos casos referentes a doentes pediátricos, e à região de cabeça e pescoço em adultos, os fatores de conversão são determinados com base no fantoma de cabeça de 16 centímetros de diâmetro. Para as restantes regiões corporais, é utilizado o fantoma de corpo com 32 centímetros de diâmetro para definir os fatores de conversão.	18
Tabela 2. Distribuição da população alvo por indicação clínica e sexo.	47
Tabela 3. Distribuição da amostra final por indicação clínica.	48
Tabela 4. Características demográficas dos doentes por indicação clínica.	49
Tabela 5. Resumo dos parâmetros de aquisição dos protocolos de TC de planeamento do Hospital CUF Descobertas.	49
Tabela 6. Estatísticas descritivas (média, desvio padrão e mediana) do intervalo de aquisição de imagem e dos diâmetros anatómicos (AP, LAT e efetivo) em centímetros, por indicação clínica.	50
Tabela 7. Valores de P50 e P75 de $CTDI_{vol}$ e DLP para as indicações clínicas estudadas, no contexto de TC de planeamento de RT.	67
Tabela 8. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planeamento de RT da cabeça e pescoço.	73
Tabela 9. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planeamento de RT do SNC.	75
Tabela 10. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planeamento de RT de pulmão e de tórax.	76
Tabela 11. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planeamento de RT de mama, mama e axila, mama DIBH..	79
Tabela 12. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de próstata.	81

Tabela 13. Comparação da dose efetiva por região anatómica em TC de planeamento de RT com outros estudos (mSv)	82
Tabela 14. Comparação dos valores típicos de dose (P50) face aos NRD (P75) nas aquisições de TC de planeamento de RT nas diferentes indicações clínicas com 20 ou mais doentes.	87
Tabela 15. Comparação dos valores típicos de dose baseados na mediana (P50) para as indicações clínicas com menos de 20 doentes.	89
Tabela 16. Análise comparativa da variação da extensão (cm) de aquisição das imagens de TC utilizadas no planeamento de RT, nas diferentes indicações clínicas avaliadas.	92
Tabela 17. Valores de SSDE (mGy) publicados para diferentes regiões anatómicas, de exames de TC de diagnóstico e TC de planeamento de RT	95
Tabela 18. Resumo estatístico dos valores de CTDI _{vol} (mGy) por indicação clínica em estudo (anexo I).	109
Tabela 19. Resumo estatístico dos valores de DLP (mGy.cm) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).	109
Tabela 20. Resumo estatístico dos valores de DLP (mGy.cm) por indicação clínica em estudo, obtidos a partir dos relatórios de dose fornecidos pelo equipamento de TC (anexo I). ...	110
Tabela 21. Valores médios e desvios padrão das doses absorvidas (mGy) em 33 órgãos por indicação clínica, estimados pelo software NCICT (anexo I).	110
Tabela 22. Resumo estatístico dos valores de dose efetiva (mSv) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).	114
Tabela 23. Resumo estatístico dos valores de dose efetiva (mSv) por indicação clínica em estudo, obtidos a partir do método empírico (anexo I).	115
Tabela 24. Resumo estatístico dos valores de SSDE (mGy) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).	115
Tabela 25. Resumo estatístico dos valores de SSDE (mGy) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do diâmetro efetivo e dos fatores de conversão recomendados pela AAPM (anexo I).	116

Lista de Figuras

Figura 1 Fantomas de PMMA. A) Fantoma de 16 cm com câmara de ionização no orifício central. B) Fantomas de cabeça com 16 cm, e fantoma de corpo com 32 cm de diâmetro	13
Figura 2. Sistema de imobilização utilizado para indicação clínica de cabeça e pescoço e SNC com a máscara termoplástica Type-S de cabeça e ombros, apoios cervical e poplíteo.	37
Figura 3. Sistema de imobilização utilizado para indicação de pulmão 4D e SBRT, com apoios cervico-braquial, cervical e poplíteo.	38
Figura 4. Sistema de imobilização utilizado para indicação clínica de mama, mama e axila, e mama DIBH, com apoios cervico braquial com angulação, cervical, pélvico e poplíteo. ...	39
Figura 5. Sistema de imobilização utilizado para a indicação clínica de próstata. A figura mostra uma almofada para suporte do crânio, os apoios poplíteo e o apoio tibiotársico.	40
Figura 6. Interface gráfica do software NCICT 2.0. Neste exemplo encontram-se inseridos os dados referentes a um indivíduo do sexo masculino, examinado na região pélvica, com 70 kg e com 165 cm de altura.	43
Figura 7. Regressão exponencial aplicada aos fatores de conversão do relatório nº204 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine, 2011) para o fantoma de 32 cm. A curva representa a equação de ajuste, Fatores de conversão = $3,71 \times e^{-(0,0368 \times x)}$, utilizada para estimar os fatores de conversão do SSDE em doentes com diâmetros efetivos superiores aos disponíveis nas tabelas originais.....	45
Figura 8. Comparação de $CTDI_{vol}$ entre as diferentes indicações clínicas.	51
Figura 9. Comparação do DLP, obtido através do software NCICT, entre as diferentes indicações clínicas.	53
Figura 10. Comparação da distribuição do DLP, entre as diferentes indicações clínicas. ...	55
Figura 11. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de cabeça e pescoço, com base em 22 exames.	57
Figura 12. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de SNC, com base em 20 exames de TC de planeamento.	58

Figura 13. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de pulmão 4D, com base em 7 exames de TC de planeamento.....	58
Figura 14. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de pulmão SBRT, com base em 8 exames.....	59
Figura 15. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama, com base em 24 exames.	60
Figura 16. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama e axila, com base em 20 exames.	60
Figura 17. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama DIBH, com base em 13 exames.	61
Figura 18. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica próstata, com base em 37 exames.	62
Figura 19. Comparação da distribuição de dose efetiva estimada pelo software NCICT, entre diferentes indicações clínicas	63
Figura 20. Comparação da distribuição estatística de dose efetiva calculada a partir do DLP e dos coeficientes de conversão, entre diferentes indicações clínicas.....	65
Figura 21. Comparação da distribuição estatística de SSDE (mGy) obtido através do NCICT entre diferentes indicações clínicas.....	68
Figura 22. Comparação da distribuição de SSDE (mGy) determinado, entre diferentes indicações clínicas com base no diâmetro efetivo e nos fatores de conversão recomendados pela AAPM (American Association of Physicists in Medicine, 2011).....	70

Lista de Equações

$CTDI_{100, X} = 1N \times C \times -50mm + 50mmDzdz$ (1).....	13
$CTDI_w = 13 \times CTDI_{100, c} + 23 \times CTDI_{100, p}$. (2)	13
$CTDI_{vol} = CTDI_w \times QP$ mGy (3).....	14
$DLP = CTDI_{vol} \times L$ mGy · cm (4)	14
$SSDE = CTDI_{vol} \times \text{fator de conversão}$ (5).....	15
$\text{Diâmetro efetivo} = D_{Lateral} \times D_{\hat{A}ntero - posterior}$ (6)	15
$E = TwT \times HT = TwT \times R_wR \times DT, R$ (7).....	17
$E = DLP \times k$ (8).....	18
$\text{Fator de conversão} = 3,71 \times e^{-0,0368x}$ (9).....	45

Índice

1. Introdução	1
1.1. Enquadramento e Introdução	1
1.2. Objetivo, Metodologia, Estrutura da Dissertação	2
2. Enquadramento Teórico/Fundamentos Físicos.....	5
2.1. Efeitos da Radiação Ionizante	5
2.1.1. Proteção Contra a Radiação Ionizante.....	7
2.2. Tomografia Computorizada	9
2.3. Unidades e Quantidades Dosimétricas em Tomografia Computorizada.....	11
2.3.1. <i>Computed Tomography Dose Index</i>	12
2.3.2. <i>Dose-Lenght Product</i>	14
2.3.3. <i>Size-Specific Dose Estimates</i>	14
2.3.4. Dose Efetiva	16
2.4. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	19
2.4.1. Estruturas e Propriedades Atómicas	19
2.4.2. Radiação Eletromagnética	20
2.4.3. Radiação X	20
2.4.4. Interação dos Fótons com a Matéria	21
2.4.5. Interação dos Elétrons com a Matéria.....	23
2.5. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose em Tomografia Computorizada de Radioterapia	23
2.6. Radiossensibilidade dos Órgãos	27
2.7. Estimativa de Dose nos Órgãos.....	28
3. Material e Métodos:.....	35
3.1. Caracterização da População-alvo e da Amostra	35
3.1.1. Procedimentos da Recolha de Dados	35
3.2. Protocolos de TC de Planeamento.....	36
3.3. Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva	40
3.3.1. Configuração de Parâmetros	42
3.4. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose.....	43
3.5. Estimativa do <i>Size Specific Dose Estimates</i>	44
4. Resultados	47
4.1. Protocolos de TC de Planeamento.....	49
4.2. Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva	56

4.2.1.	Avaliação das Doses nos Órgãos	56
4.2.2.	Avaliação da Dose Efetiva	63
4.3.	Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose	66
4.4.	<i>Size Specific Dose Estimate</i>	67
5.	Discussão.....	73
5.1.	Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva	73
5.1.1.	Doses nos Órgãos	73
5.1.2.	Dose Efetiva	82
5.2.	Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose	84
5.3.	Extensão de Aquisição das Imagens.....	91
5.4.	<i>Size Specific Dose Estimates</i>	94
6.	Conclusões	97
7.	Referências Bibliográficas:	101
8.	Anexos.....	109

1. Introdução

1.1. Enquadramento e Introdução

Na década de 70 surgiu a TC e, desde então, tem desempenhado um papel importante na área da medicina (Lee et al., 2022). Esta técnica possibilita a obtenção de imagens detalhadas do corpo humano, fundamental para a avaliação vascular, dos órgãos, e identificação minuciosa do comportamento patológico associado a diversas doenças (Junior et al., 2020). Além da TC ser vastamente aplicada em procedimentos diagnósticos, a TC tornou-se fundamental na área da RT (Chen et al., 2017).

A introdução da TC no planeamento dos tratamentos de RT impulsionou avanços na área, contribuindo para um melhor posicionamento dos doentes, maior precisão na otimização e na distribuição das doses (Pereira et al., 2014). Segundo (Pereira et al., 2014), de todas as vantagens da TC no cálculo tridimensional da dose, destaca-se a identificação precisa da posição espacial dos tecidos normais e do tumor.

Os equipamentos de TC têm evoluído, resultando num aumento significativo da sua utilização na prática clínica (Junior et al., 2020). Consequentemente, a exposição da população à radiação ionizante aumentou, tornando o risco de desenvolver complicações associadas à exposição prolongada da radiação ionizante um tema de constante preocupação, sobretudo em doentes que necessitam de várias aquisições de imagens ao longo do tratamento (Junior et al., 2020; Lee et al., 2022). A premissa de que a dose deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível (princípio *as low as reasonably achievable*, [ALARA]) reforça a necessidade de estimar com precisão as doses provenientes das imagens adquiridas ao longo do percurso de planeamento de RT (Lee et al., 2022).

Apesar da sua relevância, a literatura disponível sobre doses em TC de planeamento de RT é limitada, especialmente em certas regiões anatómicas e técnicas específicas (Clerkin et al., 2018; O'connor et al., 2016; Zalokar et al., 2020). Esta escassez de dados deve-se ao facto de estas exposições terem sido consideradas pouco significativas em comparação com as doses terapêuticas, contudo, estas não são negligenciáveis (Zalokar et al., 2020). A maioria dos dados disponíveis refere-se a exames de TC de diagnóstico, o que limita a aplicabilidade destes valores ao contexto específico da TC de planeamento de RT. Deste

modo, é essencial avaliar os protocolos e os parâmetros de aquisição utilizados na prática clínica, particularmente nas indicações clínicas mais frequentes do Hospital CUF Descobertas, nomeadamente as indicações de cabeça e pescoço, SNC, pulmão 4D, pulmão *SBRT*, mama, mama e axila, mama *DIBH*, e próstata, para se distinguir boas práticas e identificar oportunidades de otimização. Também é importante estimar, de forma rigorosa, a dose absorvida pelos órgãos, a dose efetiva e o SSDE em diferentes indicações clínicas. Ao analisar estes dados, os mesmos poderão contribuir para o conhecimento local, facilitando o estabelecimento futuro de NRD, valores típicos de dose e a implementação de medidas de otimização da exposição de dose.

O equipamento de TC do qual foram recolhidos os dados utilizados neste estudo foi a TC *GE Discovery* RT, instalada no serviço de RT do Hospital CUF Descobertas, em Lisboa. Este equipamento é utilizado para o planeamento de RT, assim como para o acompanhamento imagiológico dos tratamentos realizados.

Considerando que os doentes podem ser sujeitos a várias aquisições de imagens ao longo do processo terapêutico, torna-se pertinente quantificar as doses de radiação inerentes a cada exame.

1.2. Objetivo, Metodologia, Estrutura da Dissertação

Este estudo tem como principais objetivos, avaliar os parâmetros de aquisição das imagens de TC de planeamento de RT nos protocolos das indicações clínicas de cabeça e pescoço, SNC, pulmão 4D, pulmão *SBRT*, mama, mama e axila, mama *DIBH* e próstata. Adicionalmente, pretende-se estimar doses nos órgãos expostos à radiação ionizante por aquisição das imagens de TC de planeamento de RT. Como objetivos secundários procurou-se avaliar metodologias de estimativa de dose efetiva para este tipo de exames, avaliar níveis de referência locais e definir valores típicos de dose por protocolo de TC de planeamento de RT das patologias mais frequentes do serviço de RT do Hospital CUF Descobertas.

Este estudo classifica-se como quantitativo, de abordagem dedutiva, de desenho transversal, retrospectivo, não experimental e de natureza descritiva. Analisaram-se os dados, recolhidos entre 1 de fevereiro de 2024 e 28 de fevereiro de 2025, do equipamento de TC, a *GE Discovery*TM RT (*General Electric HealthCare*, Chicago, IL, EUA) do serviço de RT

do Hospital CUF Descobertas. Este estudo analisa os parâmetros de aquisição de imagens de TC nos protocolos em estudo, resultando numa amostra total de 151 doentes. Para a avaliação das doses nos órgãos recorreu-se ao programa computacional NCICT (De Mattia et al., 2020; Lee et al., 2015, 2022) versão NCICT2.0. Os dados foram posteriormente analisados utilizando as funcionalidades de um *software* de cálculo, o Google Sheets. Foram avaliadas diferentes metodologias de estimativa de dose efetiva. Estabeleceram-se níveis de referência de dose e valores típicos de aquisição por protocolo para a TC de planeamento de RT. Também avaliou-se o *SSDE* resultante dos exames de TC.

A dissertação está estruturada em seis partes principais. Na primeira parte, apresenta-se o enquadramento teórico e uma breve introdução ao tema em análise, incluindo os objetivos, a metodologia adotada e a estrutura do documento.

A segunda parte aprofunda os tópicos e conteúdos relevantes para o tema, como os efeitos da radiação ionizante, a TC, as unidades e quantidades dosimétricas em TC, a interação da radiação ionizante com a matéria, os NRD em TC de RT, a radiosensibilidade dos órgãos e a estimativa de dose nos órgãos, proporcionando uma compreensão clara dos conceitos.

Na terceira parte detalha-se a abordagem metodológica utilizada para o desenvolvimento dos objetivos propostos, incluindo os critérios de seleção da amostra, os métodos de recolha de dados, e as ferramentas aplicadas na análise dos mesmos.

Na quarta parte apresenta-se os resultados obtidos com este estudo. Na quinta parte, esses resultados são analisados e confrontados com a literatura relevante disponível.

Por fim, a sexta parte expõe as conclusões do estudo, destacando as principais limitações da pesquisa, bem como sugestões para estudos futuros. Esta secção é seguida pelas referências bibliográficas e anexos.

2. Enquadramento Teórico/Fundamentos Físicos

2.1. Efeitos da Radiação Ionizante

A exposição à radiação ionizante pode ocorrer por duas vias, a exposição interna, e ou externa. A exposição interna é derivada de material radioativo inalado, consumido e ou administrado ao organismo; já a exposição externa é proveniente de fontes de radiação externas ao corpo humano (Shimura et al., 2014).

Um exemplo de exposição externa à radiação ionizante na área da medicina é a TC. Desde a sua introdução na década de 70, que esta tem desempenhado um papel importante na prestação de cuidados de saúde (Lee et al., 2022). Os procedimentos de TC contribuem com 40 a 67% para a dose recebida com fins de diagnóstico, embora representem apenas 5% do total de exames que utilizam raios-X (Shubayr & Alashban, 2023). De todos os procedimentos médicos que utilizam radiação ionizante, a TC é a que mais contribui para a dose coletiva (Satharasinghe et al., 2021; Shubayr & Alashban, 2023). Adicionalmente, prevê-se um aumento anual de 10 a 15% do número de procedimentos realizados (Shubayr & Alashban, 2023).

O risco a longo prazo, de efeitos adversos à saúde causados pela exposição à radiação ionizante proveniente da TC, é um motivo de preocupação (Lee et al., 2022). O desenvolvimento de doenças radioinduzidas tem sido associado a níveis reduzidos de exposição à radiação ionizante nas práticas de imagem médica, conforme demonstrado por estudos epidemiológicos (Shubayr & Alashban, 2023).

A compreensão dos mecanismos dos efeitos da radiação nas células revela que pode ser provocada a morte celular ou alterações celulares, decorrentes de excitações e ionizações que provocam lesões no ácido desoxirribonucleico (ADN). As alterações celulares podem manifestar-se por meio de doenças, sendo o desenvolvimento de tumores a mais comum (Stabin, 2007).

Existem dois tipos de danos biológicos infligidos ao ADN, os efeitos diretos e os indiretos. Define-se como efeitos diretos os danos provocados ao ADN por meio da interação direta das partículas ionizantes com um átomo desta molécula. Os efeitos indiretos são provocados por radicais livres que atingem as moléculas de ADN, e provocam danos à estrutura celular. Os radicais livres, espécies reativas de oxigénio (*reactive oxygen species*,

ROS) e espécies reativas de nitrogénio (*reactive nitrogen species, RNS*), originam-se durante e após a interação da radiação com moléculas de água, resultando na decomposição destas (radiólise da água). É importante destacar que não só o ADN é danificado pela radiação ionizante, também são afetados outros organelos e moléculas presentes na célula, tal como lisossomas, ADN mitocondrial, complexo de Golgi, retículo endoplasmático e lípidos da membrana plasmática (“Radiobiology Textbook,” 2023; Stabin, 2007).

A exposição à radiação ionizante representa um risco para a saúde, podendo resultar em efeitos agudos ou tardios (Shimura et al., 2014). Outro tipo de classificação dos efeitos adversos da radiação ionizante são os efeitos estocásticos e efeitos determinísticos (“Radiobiology Textbook,” 2023; Shimura et al., 2014).

A probabilidade de desenvolvimento de efeitos estocásticos é proporcional à dose absorvida e não possui um limiar, ou seja, estes efeitos podem manifestar-se através da exposição a altas ou baixas doses (“Radiobiology Textbook,” 2023; Shimura et al., 2014; Stabin, 2007). Embora a exposição a elevadas doses de radiação aumente o risco e a probabilidade de ocorrência destes efeitos, ela não implica um aumento na sua severidade (“Radiobiology Textbook,” 2023). Estes efeitos podem não ocorrer, mas quando surgem, podem manifestar-se por efeitos hereditários ou por alterações celulares. Estas alterações celulares podem levar ao desenvolvimento de tumores, como por exemplo leucemia, sendo este o efeito mais preocupante (“Radiobiology Textbook,” 2023; Shimura et al., 2014; Stabin, 2007). Quando as células germinativas, os gâmetas, de um indivíduo são expostos à radiação ionizante, os danos genéticos induzidos podem ser transmitidos à sua descendência, dando lugar a anomalias hereditárias. A manifestação destes efeitos pode manifestar-se anos ou mesmo décadas após a exposição à radiação ionizante, sendo por isso designados como efeitos tardios (“Radiobiology Textbook,” 2023; Stabin, 2007; Washington & Leaver, 2017). Os efeitos que resultam da exposição à radiação ionizante durante os procedimentos realizados com recurso à TC são de natureza estocástica (De Mattia et al., 2020).

Os efeitos determinísticos, também conhecidos como reações tecidulares, podem manifestar-se tanto no momento da exposição à radiação ionizante como algum tempo depois. Estas reações tecidulares envolvem esterilidade, eritema, anormalidades fetais, epilação e síndrome de radiação aguda, a qual, por sua vez, abrange distúrbios

cardiovasculares, do trato gastrointestinal e da medula óssea (Shimura et al., 2014; Stabin, 2007). As reações mais frequentes são as cataratas e as radiodermites (“Radiobiology Textbook,” 2023). Apenas o indivíduo diretamente exposto à radiação ionizante é afetado pelos efeitos somáticos, que atuam nas suas próprias células e podem provocar alterações celulares ou morte celular. Para que estes efeitos se manifestem é necessário transpor os limites mínimos de dose (“Radiobiology Textbook,” 2023). Estes limites variam conforme o tipo de tecido, e a severidade das reações tecidulares está relacionada com a quantidade de dose de radiação ionizante que é administrada. Desta forma, quanto maior a dose, maior é o dano, a severidade e a incapacidade de regeneração dos tecidos (“Radiobiology Textbook,” 2023; Shimura et al., 2014). Estes efeitos podem ser evitados ao cumprir as regras de proteção radiológica, pois as reações surgem após a exposição a doses de radiação elevadas (“Radiobiology Textbook,” 2023).

Com a proteção radiológica pretende-se uma exposição à radiação ionizante de acordo com o princípio ALARA, para que os riscos dos efeitos estocásticos sejam os menores possíveis, e os efeitos determinísticos sejam evitados (ICRP, 2007b).

2.1.1. Proteção Contra a Radiação Ionizante

Dada a extrema importância da proteção contra as radiações ionizantes, a *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* emana diretrizes e recomendações sobre a proteção contra os perigos inerentes à exposição deste tipo de radiação (ICRP, 2007a). No relatório 103 da *ICRP*, são definidos três princípios fundamentais: a justificação, a otimização e a limitação das doses (ICRP, 2007b). O Decreto-Lei nº. 108/2018, de 3 de dezembro, atualizado pelo 139-D/2023, estabelece o regime jurídico da proteção radiológica, transpondo a Diretiva 2013/59 da *European Atomic Energy Community (EURATOM)* em Portugal, onde também são abordados os princípios gerais da proteção contra radiações ionizantes (Presidência do Conselho de Ministros, 2018). O relatório 105 do *ICRP* refere os três princípios, no entanto, aplicados aos pacientes, cuidadores e acompanhantes, assim como voluntários de investigações biomédicas. (ICRP, 2007a).

O princípio da justificação defende que as práticas têm de ser justificadas, assegurando que os benefícios resultantes superam os potenciais prejuízos para a saúde do indivíduo ou para a sociedade (ICRP, 2007b; Presidência do Conselho de Ministros, 2018). O objetivo é serem consideradas todas as opções de procedimentos disponíveis e que se seja escolhida a

melhor opção, quanto aos benefícios. A justificação das práticas apresenta três níveis: (ICRP, 2007a).

- Primeiramente, a utilização adequada de radiação ionizante em contexto clínico é aceite desde que resulte em mais benefícios que prejuízos para a sociedade.
- No segundo nível de justificação, será avaliado se os procedimentos radiológicos contribuirão para o aprimoramento do tratamento ou diagnóstico, ou se serão obtidas informações essenciais sobre os indivíduos expostos.
- No último nível de justificação, a exposição médica individual deverá ser devidamente justificada (sendo que esta exposição terá de produzir mais benefícios que prejuízos), tendo em conta as características do indivíduo exposto e o propósito da exposição (ICRP, 2007a).

A exposição médica deve oferecer benefícios consideráveis, levando em conta todas as vantagens possíveis em termos de terapias ou diagnósticos resultantes, abrangendo os benefícios diretos para a saúde, da sociedade e do indivíduo. Esses benefícios devem ser avaliados em comparação com os possíveis detrimientos individuais causados pela exposição, considerando os riscos, as vantagens e a eficácia das outras opções de procedimentos, que utilizem pouca ou nenhuma radiação ionizante (Presidência do Conselho de Ministros, 2018).

O princípio da otimização refere que a proteção contra as radiações deverá ser otimizada para os indivíduos submetidos a exposição do público ou a exposição ocupacional. O objetivo é manter as doses individuais, o número de pessoas envolvidas e probabilidade de ocorrências de exposições, a um nível tão reduzido quanto razoavelmente viável. Para tal, é importante considerar o conhecimento técnico atual, bem como fatores sociais e económicos (ICRP, 2007b; Presidência do Conselho de Ministros, 2018). No caso de exposições médicas, as doses utilizadas devem ser reduzidas a um nível baixo, desde que razoavelmente possível, contando que seja viável obter os dados médicos necessários para o radiodiagnóstico, planeamento, radiologia de intervenção, orientação e verificação, considerando fatores sociais e económicos (Presidência do Conselho de Ministros, 2018). Otimizar a proteção dos indivíduos submetidos à exposição médica envolve a gestão das doses administradas a cada indivíduo, e garantir que estejam alinhadas com o objetivo da

exposição (ICRP, 2007a; Presidência do Conselho de Ministros, 2018). Existem dois níveis de otimização de proteção radiológica para os pacientes em medicina (ICRP, 2007a):

- O primeiro nível abrange a construção das instalações, de equipamento, planeamento, e seleção adequada.
- O segundo nível compreende os métodos de trabalho diários (ICRP, 2007a).

A otimização da proteção visa potencializar o benefício por meio do ajuste das normas de segurança para uma fonte de radiação (ICRP, 2007a). A otimização é obtida por meio da definição de níveis de referência, em contexto de exposições de emergência e existentes, e da aplicação de restrições de dose, com o objetivo de realizar a otimização preventiva da proteção em casos de exposições planeadas (à exceção das exposições médicas dos pacientes) (ICRP, 2007b; Presidência do Conselho de Ministros, 2018). Através das restrições são definidos os limites máximos aceitáveis de exposição à radiação, que é essencial para a otimização (ICRP, 2007b).

O princípio da limitação de doses aplica-se a cenários de exposições planeadas, com limites de dose, recomendados pela comissão, definidos tanto para as exposições do público como para exposições ocupacionais, cuja totalidade das doses recebidas não devem transpor os ditos limites. Torna-se importante destacar que este princípio não é adotado nas circunstâncias de exposições médicas (ICRP, 2007b; Presidência do Conselho de Ministros, 2018). Estes limites provocariam mais danos que benefícios aos pacientes, logo, não é adequada a sua aplicação neste contexto. Assim, procura-se que os procedimentos médicos sejam justificados e que a proteção radiológica seja otimizada (ICRP, 2007a).

2.2. Tomografia Computorizada

A TC possui um papel importante na medicina e na saúde, sendo uma ferramenta essencial na obtenção de diagnósticos (Kalender, 2014; Lee, 2021; Maxwell et al., 2019). Através desta tecnologia é possível efetuar o diagnósticos de doenças e avaliar a sua extensão, colaborar no planeamento de procedimentos e intervenções médicas, e verificar respostas terapêuticas (Maxwell et al., 2019).

Esta modalidade imagiológica utiliza radiação ionizante para a produção das imagens em vários planos do corpo. São utilizadas diversas intensidades e energias para formar imagens pormenorizadas bidimensionais e volumétricas tridimensionais, de todas as partes do

corpo (Fortin et al., 2024; Kalender, 2014; Shubayr & Alashban, 2023). A aquisição de imagens tridimensionais é rápida e possui contrastes de tecidos moles satisfatórios (Badawy et al., 2024).

Ao longo do tempo, especialmente nos anos mais recentes, a TC tornou-se uma prática cada vez mais comum (Satharasinghe et al., 2021; Shubayr & Alashban, 2023). Nos Países Baixos, o número de procedimentos de TC aumentou de 580 mil, em 2002, para 1,16 milhões, em 2010, aproximadamente o dobro. Nos Estados Unidos da América, cerca de 70 milhões de procedimentos de TC ocorrem anualmente (Shubayr & Alashban, 2023).

Esta modalidade é substancialmente superior aos métodos utilizados na radiologia em geral, daí ser vastamente utilizada no diagnóstico radiológico (Badawy et al., 2024). A TC proporciona imagens de elevada qualidade e, com o avanço da tecnologia, as doses dos exames tendem a diminuir. No entanto, as doses aplicadas para se obter uma radiografia de tórax podem ser até 100 vezes inferiores em comparação às doses de um exame de TC torácica (Badawy et al., 2024). Consequentemente, as doses de radiação utilizadas noutras modalidades de imagem diagnóstica, quando comparadas às doses aplicadas nos procedimentos de TC, são significativamente inferiores (Satharasinghe et al., 2021; Shubayr & Alashban, 2023).

A RT está presente no percurso terapêutico em mais de 60% dos doentes com cancro (Emami, 2013). Esta técnica permite a irradiação precisa de volumes alvo com elevadas doses de radiação, minimizando ao máximo a irradiação dos tecidos normais adjacentes (Chen et al., 2017; Halperin et al., 2018). A TC é relevante para os tratamentos de RT, sendo crucial tanto para o seu planeamento e simulação, como para guiá-los, como é o caso da RT guiada por imagem (Chen et al., 2017; Zalokar et al., 2020). A TC de planeamento de RT designa com exatidão a extensão e o posicionamento das lesões. Além disso, com o planeamento é possível segmentar as estruturas de interesse, que incluem os volume alvo e os órgãos em risco (OAR), correspondentes aos tecidos normais. Este processo é essencial para se obter um tratamento de RT preciso e exato. As imagens de TC, através das densidades eletrónicas dos tecidos, permitem a realização dos cálculos de dose, correção de heterogeneidades e cálculo dos histogramas dose-volume (Chen et al., 2017; Toroi et al., 2015; Zalokar et al., 2020).

Não existem muitos dados disponíveis sobre as exposições radiológicas dos doentes durante a aquisição das TC de planeamento de RT, principalmente porque este não é um assunto unanimemente considerado relevante. Isto deve-se ao facto de as doses envolvidas nestas imagens serem notoriamente inferiores às doses de tratamento de RT, contudo, não podem ser consideradas desprezíveis. Em alguns casos, é inevitável que doentes de RT realizem várias aquisições de TC de planeamento no decorrer do tratamento, o que resulta num aumento gradual da exposição à radiação ionizante (Toroi et al., 2015; Zalokar et al., 2020). Assim, as doses associadas às aquisições adicionais devem ser otimizadas, para que os doentes com sobrevividas livres de doença podem ter uma esperança de vida prolongada, sendo, por isso, essencial minimizar os riscos envolvidos (Zalokar et al., 2020).

2.3. Unidades e Quantidades Dosimétricas em Tomografia Computorizada

Na TC são utilizadas métricas de dose, designadas como descritores de dose, que são muito importantes para quantificar o *output* de radiação do equipamento de TC e estimar a dose recebida pelo paciente. Estes descritores encontram-se disponíveis nos equipamentos de TC, destacando-se o $CTDI_{vol}$ (mGy) e o DLP (mGy.cm) (Bazoma et al., 2022; Lee, 2021; Lee et al., 2022).

O DLP estima a quantidade total de radiação acumulada ao longo da realização do exame. Por outro lado, o $CTDI_{vol}$ estima a quantidade de radiação emitida numa única rotação do tubo, medida num fantoma padronizado. Esta medida pode servir de referência para a dose que o doente recebe na secção correspondente (Bazoma et al., 2022). As medições obtidas com o $CTDI_{vol}$ permitem a comparação dos valores da dose de radiação emitida por diferentes equipamentos, com recurso a um fantoma de referência (American Association of Physicists in Medicine, 2011). Os valores de $CTDI$ são utilizados na caracterização de equipamentos, e nos testes de constância e de aceitação (Kalender, 2014)

É importante destacar que é possível obter estimativas aproximadas dos níveis de dose dos doentes através do DLP (mGy.cm) e do $CTDI_{vol}$ (mGy) (Kalender, 2014). Estes descritores são definidos com base em fantasmas $CTDI$ cilíndricos e na sua homogeneidade específica, os quais diferem na forma e homogeneidade da anatomia humana, não sendo totalmente compatíveis com as particularidades dos doentes (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Kalender, 2014; Lee, 2021). É então recomendado que se realizem

estimativas de dose adaptadas às características individuais de cada doente, tal como o tamanho da secção transversal, tamanho do corpo do doente, e o intervalo anatómico do exame (Kalender, 2014).

Nenhum destes descritores de dose mencionados representa as doses administradas ao doente, nem a dose absorvida pelos órgãos, sendo este o parâmetro mais relevante para a avaliação do risco (Lee, 2021; Lee et al., 2022). Estas quantidades, derivadas dos procedimentos de TC, revestem-se de importância, sobretudo no âmbito dos NRD, servindo ainda de referência para os profissionais de saúde, no momento da seleção dos parâmetros (Kalender, 2014).

2.3.1. *Computed Tomography Dose Index*

O *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* representa a emissão de radiação do equipamento de TC, ajustada de acordo com o produto da corrente do tubo pelo tempo (mAs). Com este conceito pretende-se precisar uma taxa de exposição específica para um exame volumétrico, no qual, em consequência da radiação dispersa pelo meio circundante, acabará por ser relativamente superior em comparação com a que é medida para apenas um único corte (Kalender, 2014).

Para se obter o *CTDI* são utilizados fantomas cilíndricos de polimetilmetacrilato (*PMMA*) de referência (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Kalender, 2014; Lee, 2021). Estes fantomas apresentam dois diâmetros possíveis para adultos, 16 ou 32 cm, e um comprimento de 15 cm. O fantoma de 16 cm representa a secção da cabeça, e os 32 cm correspondem à secção do corpo.

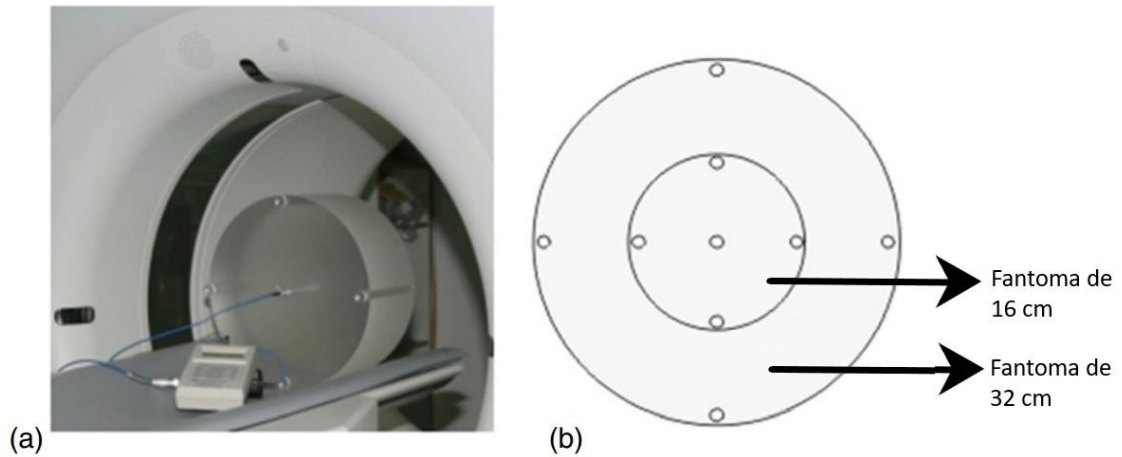


Figura 1 Fantomas de PMMA. A) Fantoma de 16 cm com câmara de ionização no orifício central. B) Fantomas de cabeça com 16 cm, e fantoma de corpo com 32 cm de diâmetro

Fonte: Adaptado com base no artigo (Kalender, 2014).

Cada um destes fantomas possui quatro orifícios periféricos e um central, nos quais é introduzida uma câmara de ionização de 100 mm de comprimento para efetuar medições e obter-se o $CTDI_{100}$. Este parâmetro determina-se a partir da seguinte equação:

$$CTDI_{100,X} = \frac{1}{N \times C} \times \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (1)$$

O elemento X indica a posição da câmara de ionização no momento da medição cujas únicas opções são as posições periféricas (p), central (c), ou no ar (sem recurso a fantoma, no centro do campo de medição). O N corresponde ao número de cortes/secções medidos em conjunto. O $D(z)$ equivale à distribuição dosimétrica no eixo do z . O C corresponde à espessura de cortes/secções. (Kalender, 2014).

Após a determinação do $CTDI_{100}$, este resultado será incluído na determinação do $CTDI_w$. Este descritor considera a inhomogeneidade das distribuições dosimétricas e calcula-se da seguinte maneira (Kalender, 2014):

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

Ao determinar a estimativa de doses estas representam-se em mGy.

O valor de $CTDI_{vol}$ é obtido através da multiplicação do valor normalizado de $CTDI$ aplicável pelo produto de mAs (Q) aplicado no exame, que é dividido pelo fator de $pitch$ (P), possibilitando a consideração correta do modo helicoidal da TC (Kalender, 2014), conforme pode ser observado na seguinte equação:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times \frac{Q}{P} [mGy] \quad (3)$$

Nas consolas dos equipamentos de TC, os fabricantes têm de apresentar os valores de CTDI, medidos em fantasmas com dimensões mínimas de 32 cm de diâmetro para o corpo e 16 cm para a cabeça, e 14 cm de comprimento, conforme exigido pelas regulações federais dos Estados Unidos da América (Hsieh, 2009; Kalender, 2014). O $CTDI_{vol}$ não tem em conta a extensão do volume examinado, nem as possíveis variações anatómicas dos doentes, tal como as dimensões de cada doente e o tamanho da secção transversal (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Kalender, 2014).

2.3.2. Dose-Length Product

Com a determinação do DLP é possível determinar a quantidade total de energia ionizante transferida ao fantoma de referência (American Association of Physicists in Medicine, 2011). O DLP é calculado multiplicando o $CTDI_{vol}$ pelo comprimento da *range* (L), em cm, conforme apresentado na equação subsequente (Kalender, 2014):

$$DLP = CTDI_{vol} \times L [mGy \cdot cm] \quad (4)$$

Não é possível obter diretamente o valor das doses através do DLP , uma vez que esta quantidade é expressa nas unidades de mGy.cm. No entanto, esta é uma grandeza relevante, frequentemente utilizada como estimativa indireta da dose recebida pelo doente. Esta aplicação é particularmente útil na comparação de níveis de dose entre exames, tendo sido amplamente aceite com a introdução dos NRD (Kalender, 2014).

2.3.3. Size-Specific Dose Estimates

Como mencionado anteriormente, os descritores de dose DLP e $CTDI_{vol}$, são utilizados para estimar, de forma aproximada, a exposição à radiação ionizante a que os doentes estão sujeitos durante os exames de TC (Morgan M & Murphy A, 2018). Embora estes descritores sejam influenciados pelos parâmetros de aquisição, não consideram as características físicas individuais dos doentes. Como as dimensões corporais influenciam diretamente a quantidade de dose absorvida pelos doentes, a estimativa da dose recebida pelos mesmos torna-se inviável (American Association of Physicists in Medicine, 2011) (Morgan M & Murphy A, 2018).

A *American Association of Physicist in Medicine (AAPM)* propôs o *SSDE*, um descritor de dose aplicável aos exames de TC. O *SSDE* foi desenvolvido para converter as medições do $CTDI_{vol}$ num descritor de dose mais preciso, capaz de estimar a exposição do doente (Kalender, 2014; Satharasinghe et al., 2021). Este descritor permite estimar a dose absorvida pelo doente, tendo em conta as dimensões corporais específicas de cada indivíduo. Contudo, o *SSDE*, não calcula diretamente a dose recebida pelos órgãos específicos (Kalender, 2014; Parikh et al., 2018; Satharasinghe et al., 2021).

Atualmente existem várias formas de estimar o *SSDE*, que vão desde métodos manuais, como a combinação das medições ântero-posterior (AP) e lateral (LAT), até abordagens automatizadas baseadas no diâmetro equivalente de água e no diâmetro efetivo (Parikh et al., 2018).

Uma das formas de calcular o *SSDE* é através das tabelas do relatório nº 204 da *AAPM* (American Association of Physicists in Medicine, 2011), determinadas por meio de cálculos de Monte Carlo. Estas tabelas fornecem os fatores de conversão em função do diâmetro do doente e do fantoma de *CTDI* adotado, seja o de 16 cm ou de 32 cm de diâmetro (Kalender, 2014). Estes fatores adaptam os valores do $CTDI_{vol}$, possibilitando a obtenção do *SSDE* (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Kalender, 2014). O seu cálculo é realizado através da seguinte fórmula (Kalender, 2014; Satharasinghe et al., 2021):

$$SSDE = CTDI_{vol} \times \text{fator de conversão} \quad (5)$$

Os fatores de conversão são selecionados com base em quatro opções de diâmetros corporais: dimensão lateral (D_{LAT}), correspondente à espessura lateral do corpo, ou seja, a distância da esquerda para a direita; dimensão ântero-posterior (D_{AP}), referente à espessura que vai da superfície anterior até à superfície posterior; a soma das dimensões lateral e ântero-posterior (D_{LAT+AP}); ou o diâmetro efetivo (D_E), que representa um círculo com área equivalente à secção transversal do doente, numa imagem de TC (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Kalender, 2014; Satharasinghe et al., 2021), e pode ser obtido pela seguinte fórmula (American Association of Physicists in Medicine, 2011; Satharasinghe et al., 2021):

$$\text{Diâmetro efetivo} = \sqrt{D_{Lateral} \times D_{\text{Antero-posterior}}} \quad (6)$$

Com base nestas medições, são obtidos os coeficientes de conversão específicos para os diferentes tamanhos dos doentes, os quais são multiplicados pelo $CTDI_{vol}$ para resultar no valor de $SSDE$ (Satharasinghe et al., 2021).

É preferível realizar os cálculos de $SSDE$ através da utilização do diâmetro efetivo ou a soma dos diâmetro AP e LAT, em vez de recorrer a uma única dimensão (Satharasinghe et al., 2021). Nos casos em que as dimensões do doente não são conhecidas, mas a sua idade é, os dados do relatório 74 da *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* permitem estabelecer uma relação entre a idade e o diâmetro efetivo do doente. A idade pode ser convertida em diâmetro efetivo, que, por sua vez, é utilizado para estimar o fator de correção dependente do tamanho do doente, permitindo a estimativa da dose do doente a partir do $CTDI_{vol}$. As estimativas de dose estabelecidas nas dimensões dos doentes são mais exatas e devem ser preferidas sempre que esta informação estiver disponível (American Association of Physicists in Medicine, 2011).

2.3.4. Dose Efetiva

A dose efetiva, expressa em mSv, é uma grandeza que se refere à exposição da radiação baseada em modelos de referência, os fantasmas, e não em indivíduos. Esta limitação deve-se ao facto de não serem consideradas as dimensões corporais específicas dos doentes, nem fornecer estimativas individuais da dose absorvida em órgãos específicos (Kalender, 2014).

A dose efetiva representa uma estimativa média da exposição, de todo o corpo, a um exame e equipamento em específico. Contudo, não é uma medida adequada para doentes individuais, sendo mais apropriada para grupos de indivíduos. É amplamente utilizada na comparação de doses relativas aplicadas em diferentes procedimentos de diagnóstico, na comparação de práticas e tecnologias adotadas em diferentes instituições, além de permitir comparações a níveis internacionais e entre distintas opções tecnológicas para o mesmo procedimento médico (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008; Bazoma et al., 2022; ICRP, 2007b; Kalender, 2014)

Deste modo, a dose efetiva não é adequada para avaliar o risco de surgimento de efeitos tardios resultantes de exames de TC (Lee, 2021).

A dose efetiva, é derivada de descritores de dose e possui uma maior importância na estimativa de doses recebidas pelos doentes. É calculada a partir da soma das doses equivalentes dos órgãos radiosensíveis principais, ponderado pelo fator de ponderação dos tecidos. Existem duas metodologias para estimar a dose efetiva em doentes submetidos a exames de TC (Lee, 2021):

Um dos métodos para estimar a dose efetiva de doentes sujeitos a exames de TC exige a determinação das doses absorvidas nos órgãos radiosensíveis (Lee, 2021). Cada órgão ou tecido apresenta um nível diferente de radiosensibilidade. Ao determinar a dose efetiva, estas variações são consideradas na estimativa do risco de ocorrência de efeitos estocásticos. Para refletir as diferenças de sensibilidade entre tecidos, utilizam-se fatores de ponderação tecidual (w_T), que ajustam o cálculo da dose efetiva de acordo com o risco de desenvolvimento desses efeitos (ICRP, 2007b).

Conforme a definição da *ICRP*, para calcular a dose efetiva é necessário determinar as doses nos órgãos, específicas para cada género, calcular a média desses valores e, em seguida, ponderá-las pelos fatores de ponderação tecidual correspondentes, antes de serem somadas para se obter o valor final (Lee, 2021). A dose efetiva (E) é então calculada através da soma das doses equivalentes nos diferentes tecidos, ajustada por fatores que refletem tanto a sensibilidade dos tecidos, como o tipo de radiação envolvida (ICRP, 2007b). Com isto, obtém-se a neutralização dos géneros, algo que também é alcançado com os *k-factors*, pois estes não são definidos com base no género. Deste modo, quando a dose efetiva é calculada a partir de fantomas femininos ou masculinos, obtém-se uma pseudo-dose efetiva, o que difere da definição estabelecida pelo *ICRP* (Lee, 2021).

Os fatores de ponderação são valores relativos cuja soma total é igual a um, garantindo que, numa exposição de radiação uniforme ao corpo inteiro, a dose efetiva resultante seja numericamente igual à dose equivalente absorvida por cada tecido. Na soma, são incluídos os tecidos considerados sensíveis e propensos ao desenvolvimento destes efeitos estocásticos. Os valores atribuídos aos w_T representam a proporção do risco total que cada órgão contribui em situações de exposição à radiação ionizante. A dose efetiva é representada pela seguinte fórmula (ICRP, 2007b):

$$E = \sum_T w_T \times H_T = \sum_T w_T \times \sum_R w_R \times D_{T,R} \quad (7)$$

Nesta equação, o w_T corresponde ao fator de ponderação tecidual. O T simboliza um determinado tecido ou órgão. O H_T é a dose equivalente. O w_R representa o fator de ponderação da radiação. O R indica o tipo de radiação aplicada. O $D_{T,R}$ reflete a dose absorvida média.

O outro método consiste na aplicação dos “*k-factors*”, que são fatores de conversão de DLP para dose efetiva, o que tornam possível a determinação da dose efetiva a partir do DLP (Lee, 2021). Como é possível verificar na seguinte fórmula:

$$E = DLP \times k \quad (8)$$

O “*k*” representa os *k-factors* ($mSv \text{ mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$), e “*E*” representa a dose efetiva (mSv) (Bazoma et al., 2022). Os fatores de conversão diferem conforme a região anatômica examinada, conforme reportado no relatório nº 96 da AAPM, como demonstrado na Tabela 1 (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008).

Tabela 1. Adaptado do relatório nº 96 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008). Valores normalizados de dose efetiva por DLP para populações pediátricas e adultas, abrangendo diferentes regiões anatômicas e idades. Nos casos referentes a doentes pediátricos, e à região de cabeça e pescoço em adultos, os fatores de conversão são determinados com base no fantoma de cabeça de 16 centímetros de diâmetro. Para as restantes regiões corporais, é utilizado o fantoma de corpo com 32 centímetros de diâmetro para definir os fatores de conversão.

Região Anatômica	<i>k-factors</i> ($mSv \text{ mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$)				
	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Cabeça e Pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdómen e Pélvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Existem alguns fatores que influenciam os *k-factors*, entre os quais se destaca o tipo de fantoma computacional utilizado, seja ele estilizado (com ausência de detalhes anatômicos e pouco realistas, comparados com a anatomia humana), de vóxeis ou híbridos. A dose

efetiva calculada com base nos *k-factors* dos fantomas estilizados poderá ser superior do que a estimada a partir de fantomas de vóxeis ou híbridos (Lee, 2021).

Os *k-factors* também dependem do conjunto utilizado dos fatores de ponderação dos tecidos. Existem três conjuntos publicados pelo *ICRP*, a Publicação 103 da *ICRP* (ICRP, 2007b), Publicação 60 da *ICRP* (ICRP, 1991), e a Publicação 26 da *ICRP* (ICRP, 1977) (Lee, 2021). Entre as Publicações 103 e 60 da *ICRP*, os valores da dose efetiva podem variar até 40%. Aquando dos cálculos da dose efetiva é também importante considerar as dimensões corporais dos doentes, uma vez que a utilização de fantomas padronizados pode levar a estimativas imprecisas, tal como, em doentes com excesso de peso, a dose efetiva pode ser superestimada, e em doentes abaixo do peso, pode ocorrer uma subestimação. Isto ocorre quando as dimensões corporais não são consideradas nos cálculos das doses efetivas e das doses nos órgãos (Lee, 2021).

A dose efetiva calculada com base nas doses dos órgãos ou nos *k-factors* pode ser obtida através das ferramentas de cálculo de dose de TC (Lee, 2021).

2.4. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

2.4.1. Estruturas e Propriedades Atómicas

Um átomo é composto por um núcleo bem centrado, e ao seu redor encontram-se partículas de pequenas dimensões, os eletrões, que orbitam à volta deste núcleo (Halperin et al., 2018). O núcleo é constituído por neutrões e protões, ou seja, os nucleões, o que o torna altamente compacto. Os eletrões são eletricamente carregados com carga negativa e os protões são eletricamente carregados com carga positiva. Estas cargas, a nível de magnitude, são iguais entre si. Já o neutrão não apresenta carga elétrica, é neutro, logo, de forma geral, os protões compõem a carga elétrica do núcleo (Halperin et al., 2018).

O número de massa, indica a quantidade de nucleões (neutrões e protões) do núcleo, é representado por A . O número atómico, que representa a proporção de protões no núcleo, é simbolizado por Z , ambos especificam um átomo de um elemento (Bailey et al., 2014; Halperin et al., 2018). A representação convencional de um átomo é dada por A_ZX (Halperin et al., 2018).

Ocorre uma atração muito forte entre os eletrões e o núcleo, este fenómeno deve-se à carga negativa dos eletrões e à carga positiva do núcleo, e trata-se da força de Coulomb, ou

força eletrostática. A força de ligação do elétron ao núcleo torna-se cada vez mais forte à medida que o elétron se aproxima do núcleo. Para que se remova por completo um elétron do átomo (ionização), ou para que um elétron passe de camadas internas para externas (excitação), é necessário fornecer energia (Halperin et al., 2018).

2.4.2. Radiação Eletromagnética

A radiação eletromagnética é composta por campos magnéticos e elétricos que variam, sendo descritos por um modelo de onda sinusoidal. Esta onda é composta pelo comprimento de onda e a frequência. O espectro eletromagnético engloba as ondas rádio, micro-ondas e radar, infravermelho, visível, ultravioleta, raios-X e até aos raios gama (γ). A radiação eletromagnética possui por natureza a dualidade onda-partícula, de acordo com a física quântica, esta radiação pode se manifestar através de ondas ou partículas, denominado por fótons (Halperin et al., 2018). No espectro eletromagnético, os raios-X e os raios γ são radiações ionizantes que, graças à combinação das suas características, tais como a ausência de massa de repouso, ausência de carga elétrica, e comportamento ondulatório, possuem uma elevada capacidade de penetração em materiais de grande espessura antes de interagir com a matéria (Tauhata et al., 2014).

2.4.3. Radiação X

Os raios-X foram descobertos por Wilhelm Conrad Röntgen em novembro de 1895 (Halperin et al., 2018). Como mencionado anteriormente, os raios-X pertencem ao espectro de radiação eletromagnética e são altamente energéticos. Esta radiação pode ser gerada pelo processo de travagem de partículas carregadas ao interagirem com o campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons. Além disso, os raios-X podem ter origem na eletrosfera (Tauhata et al., 2014).

A produção de raios-X ocorre através da colisão de um feixe de elétrons a alta velocidade com um ânodo. Durante este processo, irão decorrer interações entre os elétrons energéticos incidentes e a matéria, podendo ser com os núcleos ou com os elétrons orbitais dos átomos alvo. A energia cinética dos elétrons pode ser convertida em energia eletromagnética, na forma de raios-X, ou dissipada, na forma de energia térmica (Halperin et al., 2018; Hsieh, 2009).

A mudança da energia cinética do elétron incidente em energia térmica ocorre após a interação deste com um elétron de uma camada externa do átomo alvo, resultando numa excitação. Este fenómeno corresponde à transição do elétron para níveis de energia superiores. Este elétron excitado, por fim, emite radiação eletromagnética de baixa energia, os infravermelhos, ao retornar ao seu estado energético normal (Halperin et al., 2018).

Se o elétron incidente possuir energia suficientemente elevada, desta interação pode resultar a remoção de um elétron orbital, causando uma ionização (Halperin et al., 2018).

Entre as interações mais significativas, destacam-se três tipos principais. Uma das interações possíveis de acontecer dá-se quando um elétron embate com um núcleo atómico, convertendo a sua energia total como *bremstrahlung* (Hsieh, 2009).

Outra interação surge quando ocorre uma ionização, na qual é removido um elétron orbital de uma camada interna do átomo. Como consequência, a vaga deixada por este elétron é preenchida por um elétron orbital proveniente de uma camada mais externa, resultando na emissão de radiação eletromagnética, conhecida como raios-X característicos (Halperin et al., 2018; Hsieh, 2009). Em alguns casos, a energia em excedente pode ser transferida para um elétron orbital, provocando a sua remoção do átomo. Este elétron emitido é denominado elétron de Auger (Halperin et al., 2018).

Outra possibilidade de interação ocorre através da dissipação da energia cinética do elétron incidente na forma de radiação de *bremstrahlung*, também conhecido como radiação de travagem. O elétron incidente, ao deslocar-se a alta velocidade, passa próximo ao núcleo devido à força de atração entre a sua carga negativa e a carga positiva do núcleo. O fenómeno de *bremstrahlung* ocorre quando o elétron é influenciado pelo campo elétrico do núcleo, sofrendo uma alteração na sua trajetória, desaceleração súbita e perda de energia. Esta perda energética manifesta-se sob a forma de um fóton de raio-X (Halperin et al., 2018; Hsieh, 2009).

2.4.4. Interação dos Fótons com a Matéria

Quando um fóton de raio-X atravessa um meio, poderão ocorrer ou não interações com a matéria. Quando ocorrem as interações estas dão-se com os núcleos atómicos ou com os elétrons atómicos, existem cinco possibilidades de interação, sendo a dispersão coerente,

efeito de Compton, efeito fotoelétrico, fotodesintegração e produção de pares (Halperin et al., 2018).

À exceção das reações nucleares, as principais interações que ocorrem são o efeito de Compton, o efeito fotoelétrico e a produção de pares (Tauhata et al., 2014).

Efeito de Compton

O efeito de Compton ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron orbital, das camadas mais externas com reduzida energia de ligação, e ocorre uma transferência parcial de energia do fóton para este elétron na forma de energia cinética, a restante da energia é transportada por outro fóton (Halperin et al., 2018; Tauhata et al., 2014). O fóton poderá sofrer dispersão em qualquer ângulo em relação à direção do fóton incidente, no entanto, o elétron de Compton só pode ser emitido em ângulos que variam entre 0° e 90° em relação à direção do fóton incidente. Os ângulos de dispersão são alterados conforme a energia do fóton incidente. Quando a energia do fóton incidente aumenta, o ângulo de dispersão dos fótons e dos elétrons diminui. Já quando a energia do fóton incidente é diminuída, a dispersão dos fótons é isotrópica (Halperin et al., 2018).

Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente transfere a sua energia por completo a um elétron orbital, por norma este encontra-se próximo ao núcleo, resultando no desaparecimento deste fóton. O elétron é ejetado do átomo com uma energia cinética equivalente à energia do fóton incidente, subtraindo a energia de ligação do elétron (Halperin et al., 2018; Tauhata et al., 2014). A energia do fóton incidente determinará a direção na qual o elétron será emitido. No caso de os fótons incidentes de elevada energia, o ângulo de ejeção do fotoelétrão será menor, aumentando na direção frontal em relação à direção do fóton incidente, no entanto, quando o fotoelétrão é ejetado num ângulo superior, significa que os fótons incidentes são de menor energia. O elétron ejetado causa uma vaga nas camadas mais internas do átomo, que precisa de ser preenchida para que este volte a ser estável. Esta vaga é preenchida com outro elétron, mais afastado do núcleo e com menos força de ligação, resultando na emissão de elétrons de Auger ou de raios-X característicos (Halperin et al., 2018).

Produção de Pares

A produção de pares ocorre somente com fótons cuja energia se encontre acima de 1,02 MeV. Aquando da passagem de um fóton altamente energético nas proximidades do núcleo atômico, este interage com o intenso campo elétrico nuclear, resultando na transformação da sua energia num par elétron-positrão. A energia do fóton excedente a 1,02 MeV é energia cinética, que pode ser partilhada entre o positrão e o elétron. Quando o positrão entra em repouso e este encontra-se com a sua antipartícula, o elétron, estas aniquilam-se e ocorre a emissão de dois fótons de 0,511 MeV em direções opostas (Halperin et al., 2018; Tauhata et al., 2014).

2.4.5. Interação dos Elétrões com a Matéria

Quando um elétron atravessa um meio, poderão ocorrer interações inelásticas ou elásticas. Na interação inelástica, parte da energia cinética é transformada noutra forma de energia, todavia, na interação elástica não ocorre perda de energia cinética (Halperin et al., 2018).

As interações inelásticas podem suceder com núcleos atômicos ou com elétrons atômicos. A partir destas interações com os núcleos atômicos originam-se raios-X de *bremstrahlung*. As interações com os elétrons atômicos podem dar origem a ionizações e excitações de átomos. Quando ocorrem ionizações, o elétron ejetado poderá ganhar uma energia cinética suficiente para provocar ionizações subsequentes. Estes elétrons são denominados por raios delta (δ) ou por elétrons secundários, os quais podem, por sua vez, proporcionar excitações e ionizações complementares (Halperin et al., 2018).

É possível obter interações elásticas com núcleos atômicos ou com elétrons atômicos, nas quais irá ocorrer um desvio da trajetória do elétron incidente, isto sem que ocorra perda de energia cinética (Halperin et al., 2018).

2.5. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose em Tomografia Computorizada de Radioterapia

Os níveis de referência e as restrições de dose são utilizados na otimização da proteção radiológica para controlar e limitar as doses recebidas por todos os indivíduos envolvidos na exposição médica. É necessária a definição de níveis de dose individual, seja através de níveis de referência ou restrições de dose, e com estes pretende-se que as doses

administradas se encontrem dentro dos níveis/limites ou que estes não sejam ultrapassados. O objetivo é reduzir as doses a níveis tão baixos, tanto quanto razoavelmente possível, tendo em conta fatores sociais e económicos (ICRP, 2007b).

Os valores definidos para os níveis de referência e restrições alternam de acordo com as condições específicas da exposição em questão. Os níveis de referência e as restrições de dose não determinam o que é perigoso ou seguro, nem implicam alterações no risco à saúde associado para os indivíduos (ICRP, 2007b, 2007a; Zalokar et al., 2020). Os níveis de referência, em contexto de exposições existentes ou de emergência, representam valores orientadores de risco ou de dose para as exposições. A ultrapassagem destes níveis indica a necessidade de planear e otimizar medidas de proteção adequadas à situação (ICRP, 2007b).

A gestão das doses dos doentes é crucial, e a aplicação de NRD facilita esse processo, especialmente em procedimentos de radiologia de intervenção, radiodiagnóstico, imagem médica e medicina nuclear de diagnóstico. Contudo, os NRD geralmente não se aplicam à RT (Castanheira, 2023; ICRP, 2007a, 2007b; Zalokar et al., 2020), mas deveria ser ponderado a sua aplicação nas simulações de tratamento, na aquisição de imagens para planeamento terapêutico, e na verificação do posicionamento do doente na RT (Zalokar et al., 2020). A Comissão Europeia formulou os NRD, que foram incorporados nas guidelines europeias em 2000, e estão representados pelas grandezas dosimétricas DLP e $CTDI_{vol}$ (Castanheira, 2023; Toroi et al., 2015).

A função dos NRD no contexto de procedimentos médicos é mostrar se as atividades administradas ou os níveis de doses dos pacientes se encontram fora do padrão, seja abaixo ou acima, segundo o que seria esperado para um procedimento imagiológico em específico, em circunstâncias habituais (ICRP, 2007b, 2007a). Adicionalmente, prevenir doses excessivas que não acrescentam valor à informação clínica (Zalokar et al., 2020). No entanto, os NRD não são considerados como limites de dose (Castanheira, 2023; Zalokar et al., 2020). Em vez disso, os NRD auxiliam no reconhecimento de falhas frequentes que ocorrem durante os exames que fazem uso da radiação ionizante, além de contribuir para correções e melhorias das práticas, possibilitando a otimização da dose entregue ao doente (Castanheira, 2023).

O estabelecimento de NRD é muito relevante a nível da proteção radiológica e podem ser calculados a nível internacional, nacional, regional ou local (Castanheira, 2023; Zalokar et al., 2020). A seleção dos valores de NRD é fundamentada num ponto percentil na distribuição das doses administradas aos doentes ou a um doente padrão (ICRP, 2007b, 2007a).

A ICRP define o terceiro quadrante, correspondente ao percentil 75 (P75) da distribuição, como limite inicial para diferenciar valores excessivos e aceitáveis (Castanheira, 2023; Zalokar et al., 2020). A estipulação destes valores podem ser fundamentada na dosimetria com fantasmas ou na dosimetria centrada no doente (Zalokar et al., 2020). Estes valores são frequentemente formalizados pelas organizações médicas profissionais em cooperação com as autoridades de proteção radiológicas e a autoridade nacional de saúde. São periodicamente reavaliados para equilibrar a necessidade de estabilidade com a necessidade de adaptação às alterações que poderão surgir ao longo do tempo nas distribuições de dose (ICRP, 2007b, 2007a). A implementação dos NRD é complexa devido à influência de vários fatores na qualidade das imagens. Deve ser feita uma revisão local da qualidade das imagens obtidas sempre que as atividades ou doses administradas se afastam significativamente dos NRD, especialmente em valores muito inferiores (ICRP, 2007a).

No contexto da RT, imagens de TC com grandes áreas de aquisição, podem resultar num aumento da dose absorvida, sendo até possível, por vezes, superar as doses absorvidas associadas aos exames de TC com fins de diagnóstico. No caso das imagens de planeamento de métodos de tratamento 4D, ocorre uma acumulação significativa da dose total absorvida. Este fenómeno deve-se à necessidade de adquirir imagens ao longo de vários ciclos respiratórios sobre a mesma área anatómica (Božanić et al., 2022).

As doses absorvidas pelos doentes submetidos à RT são notavelmente superiores às aquelas oriundas dos procedimentos de TC. Ainda assim, estas atuações de TC no contexto de RT, devem seguir o princípio “tão baixo quanto diagnosticamente aceitável”, em inglês, “*As Low As Diagnostically Acceptable*” (ALADA), ou, para este caso em particular, “tão baixo quanto a qualidade de imagem for aceitável”, visto que o propósito destas imagens é planejar o tratamento e são classificadas na categoria de doses não terapêuticas. Deste modo, é

fundamental obter NRD adequados para os procedimentos de TC utilizados nos planeamentos de RT (Božanić et al., 2022).

Os NRD possibilitam o ajuste da otimização e a uniformização dos procedimentos, assim como a diminuição da dose gerada pelos exames de TC através da redução dos níveis de exposição, tanto quanto razoavelmente possível. Não existem protocolos e procedimentos de TC padronizados entre as diversas instituições, cada instituição adota os seus próprios protocolos internos, o que complica o processo de cálculo dos NRD (Castanheira, 2023). É indicado pela *ICRP* o estabelecimento de uma correlação entre NRD internacionais e os nacionais, a fim de otimizar os protocolos de TC (Zalokar et al., 2020).

A Diretiva 13/59 EURATOM incentiva a definição e a revisão dos NRD nos procedimentos de radiodiagnóstico médicos. No entanto, a falta de consciência por parte dos órgãos legisladores sobre a importância deste assunto tem dificultado a implementação de NRD (O’connor et al., 2016). Apesar de existirem NRD estabelecidos para procedimentos de TC de diagnóstico, as diferenças nos volumes de aquisição e nos critérios de qualidade de imagem entre os procedimentos de diagnóstico e aqueles realizados na RT, dificultam a aplicação destes NRD nos contextos TC de planeamento de RT (Chen et al., 2017; Toroi et al., 2015; Zalokar et al., 2020). Embora os NRD não tenham sido originalmente desenvolvidos para a RT, devem ser considerados tanto para as imagens do planeamento do tratamento como para as imagens de verificação do posicionamento do doente durante a RT (Diklić et al., 2018; Rao et al., 2023). No entanto, já foram publicadas alguns estudos com valores de NRD para os procedimentos de TC de planeamento (Zalokar et al., 2020).

Valores Típicos de Dose

Os valores típicos de dose, conhecidos como *typical values*, podem ser definidos na ausência de valores de NRD estabelecidos a nível nacional, ou quando há indícios de que está a ser alcançada uma otimização das doses a nível local. Nestes casos, tanto os valores típicos de dose como os NRD locais, baseados em inquéritos, podem ser utilizados como ferramentas para aprimorar o processo de otimização das doses (ICRP, 2017).

A utilização de valores típicos revela-se particularmente vantajosa em instituições únicas, unidades de saúde de menor escala, com um número reduzido de salas de exames, ou ainda em serviços que possuam novas técnicas ou tecnologias de aquisição de imagem. (ICRP, 2017; International Atomic Energy Agency, 2023).

O valor típico de dose representa a mediana, ou seja, o valor central, da distribuição dos dados recolhidos de uma determinada grandeza associada ao NRD, correspondente a um exame de imagem clínica específico (ICRP, 2017; International Atomic Energy Agency, 2023). Estes valores típicos devem ser revistos regularmente, idealmente anualmente, e devem ser comparados com NRD a nível nacional ou local. Esta análise comparativa pode envolver tanto a mediana como a distribuição de dose completa (International Atomic Energy Agency, 2023).

2.6. Radiossensibilidade dos Órgãos

Nas imagens de TC de planeamento de RT, são incluídos no intervalo de aquisição os tecidos normais localizados tanto a nível inferior como superior do volume tumoral, incluindo tecidos radiossensíveis e o volume tumoral (Zalokar et al., 2020). Através destas imagens são definidos os volumes de OAR e os volume alvo (Halperin et al., 2018).

Estruturas críticas, conhecidas como OAR, podem influenciar e restringir a dose de radiação aplicada ao volume tumoral (Washington & Leaver, 2017). Ao longo do tempo têm se verificado que o avanço tecnológico proporcionou o aumento da qualidade imagiológica, dos planeamentos e da administração terapêuticos de RT. Com estes avanços, destaca-se a importância da delimitação precisa dos OAR e dos volume alvo (Brouwer et al., 2015).

Uma vez reconhecida a importância de identificar e delimitar os OAR, sendo que estas estruturas podem condicionar a distribuição da dose, e conseqüentemente, a segurança do tratamento, é essencial identificar quais os órgãos e tecidos que devem ser considerados como críticos. A nível da região da cabeça e pescoço, define-se como OAR o globo ocular, cristalinos, retina, córnea, nervo ótico, quiasma ótico, glandula lacrimal, glândula parótida, glândula submandibular, glândula sublingual, outras glândulas salivares menores, cavidade oral, mandíbula, laringe, músculos constritores faríngeos, músculos parafaríngeos, tiróide, traqueia, esófago, estruturas do ouvido, cóclea, cérebro, tronco cerebral, glândula pituitária, hipotálamo, lobo temporal e a medula espinhal (Ayyalusamy et al., 2019; Basu & Bhaskar, 2019; Brouwer et al., 2015; Clerkin et al., 2018; Emami, 2013). A nível do SNC, os OAR compreendem o cérebro, tronco cerebral, globos oculares, cristalinos, quiasma ótico, nervos óticos, cóclea e a medula espinhal (Emami, 2013; Li et al., 2022). No caso da região torácica, os OAR abrangem o plexo braquial, pulmões, árvore brônquica proximal, esófago, coração, canal medular, medula espinhal, e costelas (Emami, 2013; Kong et al., 2011;

Savanović et al., 2021). Para a região da mama, os OAR incluem o coração, pulmão ipsilateral, pulmão homolateral, mama contralateral, canal medular, estômago e fígado (caso o tratamento seja realizado à mama direita) (Dundas et al., 2015; Siavashpour et al., 2021). Na região pélvica masculina, os OAR são o reto, sigmoide, cólon, bexiga, próstata, vesículas seminais, bulbo peniano e ambas as cabeças dos fêmures (Emami, 2013; Gay et al., 2012).

2.7. Estimativa de Dose nos Órgãos

Define-se a dose no órgão como a quantidade de dose que é recebida por um órgão em particular, por unidade de massa. Esta dose varia conforme o tipo de equipamento, com a região anatômica examinada e com as características anatômicas do doente (De Mattia et al., 2020).

A determinação exata da quantidade de dose de radiação ionizante pode impactar a decisão de escolha entre a TC e outras técnicas de imagem (Badawy et al., 2024). A estimativa destas doses é fundamental na prática clínica, pois orienta os profissionais de saúde na justificação do procedimento e na comunicação dos potenciais riscos aos doentes (Badawy et al., 2024). É fundamental estabelecer métricas adequadas para as doses e garantir que sejam estimadas de forma exata, permitindo a tomada de decisões informadas sobre a utilização da TC (Lee, 2021). Além disso, para assegurar que a dose administrada aos doentes seja tão baixa quanto razoavelmente possível, a estimativa precisa da radiação ionizante que é administrada aos doentes torna-se indispensável (Lee et al., 2022).

A estimativa da dose administrada ao doente é algo complexo, influenciado pelas variações anatômicas e dimensionais dos doentes (Kalender, 2014). Fatores como o biótipo corporal, sexo e idade têm um impacto significativo na distribuição da dose, evidenciando a necessidade de abordagens dosimétricas personalizadas (Lee et al., 2022). Existem outros aspetos a serem considerados além das dimensões dos doentes, especialmente na determinação da dose efetiva e da dose nos órgãos (Kalender, 2014). A estimativa das doses dos órgãos torna-se desafiante, uma vez que deve ser adaptada a cada doente, considerando o protocolo de aquisição, o equipamento utilizado e a região anatômica em estudo (Kalender, 2014).

Na Recomendação do Conselho 1999/519/CE de 12 de julho de 1999, a Comissão Europeia encorajou o desenvolvimento de abordagens inovadoras para a estimativa da dose recebida pelos doentes que realizam exames de TC, sendo que os métodos mais comuns passavam pela combinação de fantasmas antropomórficos com algoritmos de Monte Carlo (De Mattia et al., 2020). Inicialmente, os *softwares* desenvolvidos para cálculo de dose dos órgãos acabavam por seguir a mesma lógica: iniciavam a partir de conjunto de doses de órgãos previamente calculadas em secções individuais com 1cm de espessura, que seriam combinadas de modo a incluir toda a área do varrimento, e ajustado de acordo com parâmetros de exposição em utilização (De Mattia et al., 2020). A utilização destes softwares foi simplificada ao longo do tempo através da evolução da tecnologia, das representações gráficas e dos métodos para efetuar cálculos (De Mattia et al., 2020).

De forma a estimar as doses absorvidas pelos órgãos dos doentes submetidos a TC, existem duas abordagens distintas possíveis. Uma delas é através da utilização de fantasmas antropomórficos físicos, um modelo anatómico representativo do doente, no qual se realizam medições das doses dos órgãos através de dosímetros acoplados nos fantasmas que, após processamento, permitem a leitura da dose que é atribuída durante o exame de TC. Este é um processo dispendioso e envolve muito trabalho. A outra alternativa para estimar as doses nos órgãos envolve simulações computacionais de exames de TC, utilizando modelos de simulação de equipamentos de TC e representações anatómicas dos doentes, que são os fantasmas computacionais humanos. As simulações, em comparação com as medições, são mais económicas e flexíveis, o que levou os pesquisadores a criarem diversos métodos computacionais. Atualmente, estão disponíveis na comunidade radiológica diversas ferramentas de cálculo de dose, cada vez mais fáceis de utilizar (Lee, 2021).

Existem várias ferramentas disponíveis para o cálculo da dose nos órgãos em TC, cada qual com características que devem ser avaliadas, de modo a realizar a escolha adequada, tais como os equipamentos de referência utilizados, os algoritmos de cálculo aplicados e os fantasmas (De Mattia et al., 2020). Os equipamentos de referência correspondem aos modelos utilizados para realizar as simulações das interações dos fotões nas codificações de Monte Carlo. Estes *softwares* abrangem um conjunto de equipamentos dos quais o utilizador pode seleccionar para realizar os cálculos, sendo uma limitação dos *softwares* mais

antigos a ausência de equipamentos de geração mais recente (De Mattia et al., 2020). Os algoritmos de cálculo calculam as doses nos órgãos através de coeficientes de dose criados por estes algoritmos em combinação com a modelação do *scanner* (De Mattia et al., 2020). Os fantasmas podem ser desde modelos híbridos computacionais baseados em vóxeis, que realizam estimativas mais precisas, ou podem ser de modelos matemáticos mais simples (De Mattia et al., 2020; Xu, 2014). Os programas de computador de dosimetria para TC mais recentes utilizam fantasmas de vóxeis, representando anatomias mais realistas e detalhadas, pois são originados a partir de imagens tomográficas (Lee et al., 2015).

Existem variadas opções de *softwares* no mercado para cálculo de dose nos órgãos em TC, cada um com as suas especificidades e características, tal como o CT-Expo, uma aplicação utilizável no Microsoft Excel que utiliza métodos computacionais, desenvolvido com o propósito de analisar dados recolhidos na pesquisa de 1999 até 2002 na Alemanha sobre práticas de TC por G. Stamm e H. D. Nagel (De Mattia et al., 2020; Stamm & Nagel, 2002).

O programa computacional, NCICT (Lee et al., 2015, 2022) foi desenvolvido pelo *National Cancer Institute*, em Bethesda nos Estados Unidos da América. Trata-se de um sistema de dosimetria, que fornece a estimativa da dose efetiva e das doses de radiação absorvidas pelos diferentes órgãos em exames de TC, com base nos parâmetros dos exames e nas características dos doentes (Badawy et al., 2024; De Mattia et al., 2020; National Cancer Institute, 2023, 2024). Para isso, este *software* realiza simulações computacionais, uma abordagem eficaz para estimar os níveis de dose dos doentes submetidos a exames de TC. São utilizados modelos de simulação de scanners de TC com fantasmas humanos computacionais, que são modelos digitais da anatomia humana (Lee et al., 2022). Em particular, o NCICT utiliza fantasmas computacionais híbridos de vóxeis, desenvolvidos pela *ICRP*, que são modelos anatómicos detalhados (Badawy et al., 2024; De Mattia et al., 2020). Os fantasmas de vóxeis são, normalmente, criados a partir da segmentação de imagens de TC de doentes cujas dimensões corporais aproximam-se dos valores padrão (De Mattia et al., 2020). Este *software* simplifica as estimativas de dose através da utilização de *lookup tables* baseadas em simulações Monte Carlo, adaptadas aos diversos parâmetros técnicos (Badawy et al., 2024). Nos exames em que é utilizada a modulação da corrente do tubo, o NCICT permite a estimativa de dose nos órgãos com auxílio da utilização dos fantasmas da *ICRP* que estão implementados no *software* (Lee et al., 2015). Os cálculos das doses podem

ser realizados a partir do modo de cálculo em lote (*batch calculation mode*), ou a partir da interface gráfica do utilizador (*graphical user interface – [GUI]*). O modo de cálculo em lote permite a importação de um conjunto de parâmetros a partir de um ficheiro de texto previamente formatado, sendo utilizado quando se pretende estimar as doses dos órgãos para um elevado número de doentes. Já o modo *GUI* possibilita a introdução manual dos dados relativos ao exame, ao equipamento de TC, e às características dos doentes, permitindo a obtenção rápida das estimativas das doses para os diferentes órgãos (National Cancer Institute, 2023). Para além das doses por órgão e da dose efetiva, o NCICT elabora cálculos do *DLP* (Castanheira, 2023; Lee et al., 2015), e do *SSDE* (Lee et al., 2015).

O *software National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography eXtended* (NCICTX) realiza a estimativa de doses dos órgãos específico ao tamanho do corpo (Lee et al., 2018). Utiliza fantasmas computacionais híbridos de vóxeis, pertencentes ao mesmo conjunto daqueles aplicados no NCICT, mas melhorado porque adaptam-se de forma eficiente às características morfológicas do doente em estudo (De Mattia et al., 2020). Os *softwares* NCICTX e NCICT possuem distintas bibliotecas de fantasmas, no entanto, possuem algoritmos de cálculo similares e ambos foram criados pelo mesmo grupo de investigadores (De Mattia et al., 2020).

O NEXO[DOSE][®] (Bracco Injengineering S.A. Lausanne, Switzerland), é um *software* que permite a monitorização do índice de dose de radiação ionizante em diversas modalidades, independentemente do tipo de vendedor, desenvolvido pela PACSHealth (Colombo et al., 2020). Esta aplicação inclui o NCICTX, sendo dispensada a conexão externa à *internet* (De Mattia et al., 2020), e realiza o acompanhamento e agregação tanto da informação dosimétrica como das informações do doente (Colombo et al., 2020). Este *software* também inclui as funcionalidades do *software* Virtual Dose (De Mattia et al., 2020).

A aplicação Virtual Dose, financiada pelo *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB)*, dos Estados Unidos da América (De Mattia et al., 2020), é utilizada para determinar as doses de radiação nos órgãos dos doentes adultos e pediátricos submetidos a exames de TC (Ding et al., 2015; Lee et al., 2015). Este *software* permite que outros pacotes de *softwares* disponíveis no mercado sejam aperfeiçoados ao incluir as mais recentes recomendações do *ICRP*, considerar fatores de correção específicos de cada scanner e modelos de equipamentos de TC validados. Trata-se de um “*software as a service*”

(*SaaS*)” (Ding et al., 2015), ou seja, não requer a instalação local no computador, podendo ser acessado diretamente através de uma interface baseada na *internet*, com acesso remoto (De Mattia et al., 2020), e utiliza uma família de fantasmas anatomicamente realistas e muito diversificada (Ding et al., 2015).

O WAZA-ARI é um sistema de cálculo de dose de TC baseada na internet, introduzido por Ban *et al.* Este sistema utiliza fantasmas de vóxeis de adultos masculinos japoneses e em *Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)* (Lee et al., 2015).

O antigo *software* WinDose foi atualizado para uma nova versão, o ImpactDose, desenvolvido por Kalendar *et al.* Esta atualização reúne fantasmas de vóxeis de adultos femininos e masculinos da *ICRP*, e inclui fantasmas estilizados pediátricos (Lee et al., 2015).

Outra ferramenta de cálculo de dose de TC é o DoseWatch®, incorporado no *Picture Archiving and Communication System (PACS)*. Através do *PACS* e dos equipamentos médicos, este *software* permite monitorizar e reportar as doses de radiação em diferentes modalidades e fabricantes. O DoseWatch® deteta automaticamente valores atípicos de dose e avalia as suas causas e regista as irregularidades para que depois sejam analisadas (GE HealthCare, 2021; Lee, 2021).

O ImPACT é um *software* baseado no Microsoft Excel que não requer instalação. São utilizados fantasmas estilizados de adultos, masculino e feminino, desenvolvidos no *Oak Ridge National Laboratory (ORNL)*. Este possui uma tabela que permite converter a dose aplicada aos adultos para doses ajustadas aos doentes pediátricos, sendo uma ferramenta útil para as diferentes faixas etárias (Lee, 2021).

O *Helmholtz Zentrum Munchen* (anteriormente *National Research Center for Environment and Health, GSF*) e o *Public Health England (PHE)*, anteriormente *National Radiation Protection Board (NRPB)* desenvolveram dois bancos de dados independentes e abrangentes de doses em órgãos. A base de dados dos órgãos *GSF* é baseada nos fantasmas de modelos idealizados feminino e masculino, a *EVA* e o *ADAM*, e em dois fantasmas de vóxeis pediátricos. A base de dados do *NRPB* é baseado no fantoma de um modelo simplificado de adulto hermafrodita (Lee et al., 2015). Foram introduzidos de programas de *softwares* com *GUI*, tal como o WinDose e o CT-Expo, que utilizam a base de dados do *GSF*, e o CTDOSE e do CTDosimetry que utilizam a base de dados do *NRPB* (Lee et al., 2015).

Outro *software*, o Radimetrics™, desenvolvido pela *Bayer HealthCare LLC, Whippany, NJ*, utilizado para monitorização das doses dos doentes de TC mas não só, para radiologia de intervenção, mamografias e radiologia convencional. Permite também calcular doses dos órgãos, com base em fantasmas estilizados que, por serem pobres em detalhes anatómicos, resultam em discrepâncias nas doses de radiação quando comparadas com a anatomia real dos doentes (Lee et al., 2015).

Atualmente, diversas marcas disponibilizam *softwares* dedicados à monitorização da dose em equipamentos radiológicos, os quais se encontram em constante evolução, acompanhando os avanços tecnológicos.

3. Material e Métodos:

Este estudo classifica-se como quantitativo, de abordagem dedutiva, de desenho transversal, retrospectivo, pois baseia-se na análise de dados que foram previamente adquiridos, não experimental e descritivo. A realização deste estudo foi autorizada pela Unidade de Investigação Clínica da CUF *Academic Center*. O projeto foi avaliado pela Comissão de Ética da CUF, tendo sido emitido o parecer ético favorável. Foi também solicitado o pedido de escusa de consentimento informado, dado que o estudo não envolve a recolha nem a análise de dados pessoais dos pacientes.

Foram realizadas deslocações ao Hospital CUF Descobertas, em Lisboa, nomeadamente ao serviço de RT. A escolha desta unidade hospitalar deve-se ao facto de, até à data, não existirem estudos semelhantes neste contexto específico, o que reforça a pertinência da presente dissertação. Os dados foram analisados estatisticamente com recurso ao *software* Google Sheets.

3.1. Caracterização da População-alvo e da Amostra

A população-alvo incluída neste estudo corresponde a doentes submetidos a TC de planeamento no serviço de RT da unidade, totalizando 223 casos, recolhidos entre 1 de fevereiro de 2024 e 28 de fevereiro de 2025, a partir do PACS. As indicações clínicas recolhidas para análise incluem a cabeça e pescoço, mama e axila, pélvico, próstata, mama *DIBH*, pulmão *SBRT*, ginecologia, SNC, mama, tórax, radiocirurgia estereotáxica (*SRS*) do SNC, pulmão, reto, mama e axila com técnica *DIBH*, pulmão 4D, pulmão *SBRT* com técnica *DIBH*, e ginecológicos com gânglios lomboaórticos.

3.1.1. Procedimentos da Recolha de Dados

Para cada doente foram registados dados demográficos e morfológicos, nomeadamente sexo, peso, altura, idade, e os diâmetros AP e LAT. As medições dos diâmetros são realizadas geralmente no plano axial do corte de referência, normalmente a nível médio da região anatómica de interesse, onde se encontram as marcas radiopacas colocadas durante a aquisição das imagens de TC de planeamento. Recolheu-se também a informação técnica referente à aquisição das imagens, tal como o protocolo clínico aplicado, número de séries de aquisição, modo de aquisição, e os parâmetros de exposição incluindo o produto da corrente com o tempo (mAs), a voltagem do tubo (kVp), a modulação da corrente, o tempo

de rotação (*s*), *pitch*, os limites de varrimento (*scan start* e *scan end*, em cm), e o descritor de dose $CTDI_{vol}$ (mGy). A anonimização e a validação dos dados recolhidos foram assegurados pelos profissionais da instituição, tendo esta sido realizada no momento da recolha dos dados. Posteriormente realizaram-se cálculos de tendência central, dispersão e estatística descritiva.

Com base na população alvo, seleccionou-se uma amostra de 151 doentes, tendo sido considerados os protocolos mais frequentes na unidade. Adicionalmente, aplicaram-se os critérios de inclusão, seleccionando apenas doentes com 70 kg (± 15 kg), após determinação do perfil padrão representativo da prática clínica (Health Information and Quality Authority Diagnostic Reference Levels, 2023). O critério de inclusão relacionado com o peso corporal não foi aplicado aos doentes com a indicação clínica de SNC, uma vez que o peso corporal não influencia de forma significativa as dimensões anatómicas constituintes desta região, não possuindo um impacto relevante na extensão da região varrida nem na distribuição da dose de radiação.

Foram excluídos do estudo exames que não apresentavam topograma ou relatório de dose, bem como aqueles com artefactos metálicos ou presença de próteses. Também se excluíram casos referentes a doentes pediátricos.

A amostra afinal de 151 doentes integra as seguintes indicações clínicas: cabeça e pescoço, SNC, mama, mama e axila, mama *DIBH*, próstata, pulmão 4D, pulmão *SBRT*.

3.2. Protocolos de TC de Planeamento

Todas as informações foram recolhidas a partir de um equipamento de TC, a *GE Discovery RT*, com 16 fileiras de detetores e tecnologia de reconstrução por retroprojeção filtrada. Este equipamento está incluído no Programa de Garantia da Qualidade do serviço de RT do Hospital CUF Descobertas, sendo submetido a controlos de qualidade regulares, em conformidade com a Entidade Reguladora. Esta entidade segue, como referência, os testes de referência do equipamento, assim como os critérios do protocolo RP 162 (European Commission: Directorate-General for Energy, 2012).

As imagens de TC de planeamento, para o paciente adulto padrão, foram obtidas no modo de aquisição helicoidal. Os limites da varredura de cada procedimento são estabelecidos com base em referências anatómicas específicas para o protocolo utilizado. Segundo a

literatura, o volume examinado deve abranger, no mínimo, 5 cm abaixo e acima do volume de tratamento (Clerkin et al., 2018; Zalokar et al., 2020).

No contexto da indicação clínica de cabeça e pescoço, os doentes são posicionados em decúbito dorsal, orientados *head first*, com o apoio cervical para que o pescoço fique em hiperextensão ou em posição neutra, conforme a localização da lesão, e os membros superiores devem permanecer ao longo do corpo. Para garantir a imobilização e a reprodutibilidade do posicionamento, são utilizadas máscaras termoplásticas *Type-S*, de cabeça ou de cabeça e ombros. Pode ainda ser necessário, dependendo da patologia, utilizar um dispositivo intraoral para estabilização mandibular, e também é utilizado o apoio poplíteo. As imagens abarcam desde a parte superior da calota craniana até à carina, onde ocorre a bifurcação traqueal.

Relativamente à indicação clínica de SNC, o doente é posicionado em decúbito dorsal, orientado *head first*. O pescoço deve permanecer em posição neutra ou fletida, dependendo da localização da lesão, e os membros superiores ficam estendidos ao longo do corpo. Utiliza-se a máscara termoplástica *Type-S* de cabeça, e suporte poplíteo para imobilizar o doente de forma adequada. A aquisição das imagens deverá incluir desde 3 cm acima da calote craniana até ao nível da vertebra cervical C5.



Figura 2. Sistema de imobilização utilizado para indicação clínica de cabeça e pescoço e SNC com a máscara termoplástica *Type-S* de cabeça e ombros, apoios cervical e poplíteo.

Para a indicação clínica de pulmão 4D e pulmão SBRT, os doentes são posicionados com apoio cervico braquial ou colchão de vácuo, podendo também ser utilizados o apoio crânio cervical e o apoio poplíteo, conforme necessário. Para estas indicações clínicas são realizadas aquisições de imagem em 3D e 4D. Ambas aquisições envolvem uma extensão de 10 cm acima até 10 cm abaixo dos limites da lesão em estudo, incluindo todo o pulmão e os órgãos de risco adjacentes.

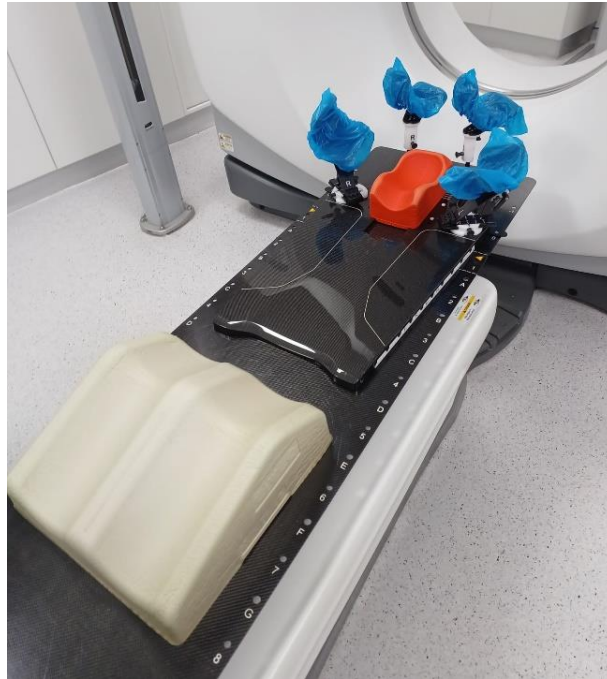


Figura 3. Sistema de imobilização utilizado para indicação de pulmão 4D e SBRT, com apoios cervico-braquial, cervical e poplíteo.

Para a indicação clínica de mama, o posicionamento geral do doente adotado para as TC de planeamento é em decúbito dorsal sobre um plano inclinado, com apoio cervical, orientação *head first* e braços abduzidos, a um ângulo superior a 90°, no suporte de imobilização dos membros superiores. Para que se evite o deslizamento dos doentes, utiliza-se um apoio pélvico. Através do apoio poplíteo obtém-se suporte e imobilização dos membros inferiores. O posicionamento pode variar consoante o tratamento a realizar. Nos caso em que a RT envolve a irradiação através de campos tangenciais à mama, a cabeça pode ser mantida em posição neutra. A aquisição das imagens estende-se desde o ápice pulmonar até 5 cm abaixo do sulco infra mamário, incluindo os pulmões na sua totalidade. Para a indicação clínica de mama e axila, o tratamento inclui campos tangenciais, a irradiação das axilas e da área supraclavicular, a cabeça deve ser rodada para o lado

contralateral à mama a ser irradiada. Neste caso, a aquisição das imagens compreende desde o ângulo da mandíbula até 5 cm abaixo do sulco infra mamário, abrangendo os pulmões por completo. Para as indicações clínicas de mama e de mama e axila, os parâmetros técnicos de aquisição e o posicionamento do doente mantêm-se iguais. Esta uniformidade verifica-se também nas técnicas respiratórias aplicadas, independentemente de se tratar de respiração livre ou da técnica de *DIBH*. A técnica *DIBH* consiste em realizar uma inspiração profunda, sendo necessário manter a respiração por um intervalo de tempo previamente definido. Durante este período, são realizadas as aquisições das imagens de planeamento, e, durante as sessões de RT, é administrado o tratamento (Bergom et al., 2018). Para esta indicação clínica realizam-se duas séries de aquisição de imagens, sendo a primeira em respiração livre e a segunda em *DIBH*.



Figura 4. Sistema de imobilização utilizado para indicação clínica de mama, mama e axila, e mama DIBH, com apoios cervico braquial com angulação, cervical, pélvico e poplíteo.

Para as TC de planeamento com a indicação clínica da próstata, o posicionamento que normalmente é adotado consiste no doente em decúbito dorsal, com a cabeça orientada na direção da *gantry* (*head first*), com as mãos apoiadas sobre o tórax, uma almofada para suporte do crânio, além do apoio poplíteo e tibiotársico para garantir maior estabilidade e reprodutibilidade do posicionamento. O intervalo de aquisição das imagens desta indicação clínica inclui a vertebra torácica T12 até 5 cm abaixo do pequeno trocânter do fémur.



Figura 5. Sistema de imobilização utilizado para a indicação clínica de próstata. A figura mostra uma almofada para suporte do crânio, os apoios poplíteo e o apoio tibiotársico.

3.3. Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva

Utilizou-se o programa computacional NCICT, versão NCICT2.0, para estimar a dose efetiva e as doses absorvidas pelos órgãos (De Mattia et al., 2020; Lee et al., 2015, 2022). Este *software* utiliza um banco de dados de coeficientes de conversão de dose de órgãos, previamente calculados através de simulações de transporte de radiação de Monte Carlo e diversos modelos computacionais de fantasmas humanos em conjunto com um equipamento de TC de referência (National Cancer Institute, 2024). Os fantasmas computacionais híbridos de vóxeis, desenvolvidos pela *ICRP*, (Badawy et al., 2024; De Mattia et al., 2020) integram modelos anatômicos detalhados, facilitando os cálculos e as estimativas de doses (Badawy et al., 2024). Este software fornece estimativas robustas e confiáveis de doses absorvidas pelos órgãos, com valores alinhados aos coeficientes de referência publicados pelo grupo do *National Cancer Institut*, o que reforça a confiabilidade do NCICT (De Mattia et al., 2020; Lee et al., 2015).

O *software* calcula a dose absorvida pelos órgãos em mGy, para todos aqueles que possuem fatores de ponderação tecidual especificados na publicação 103 da *ICRP* (National Cancer Institute, 2024), incluindo estruturas anatômicas como o cérebro, glândula pituitária, cristalinos, globo ocular, glândulas salivárias, cavidade oral, medula espinhal, tireóide,

esófago, traqueia, timo, pulmões, mama, parede cardíaca, parede gástrica, fígado, vesícula biliar, glândulas suprarrenais, baço, pâncreas, rins, intestino delgado, cólon, reto-sigmoide, bexiga, próstata, útero, testículos, ovários, pele, músculos, medula óssea ativa e medula óssea superficial. Perfazendo assim um total de 33 órgãos e estruturas anatómicas.

Todos os doentes das indicações clínicas de mama *DIBH*, pulmão 4D e de pulmão *SBRT* foram submetidos a duas séries de aquisição de imagem. Nestes casos, as doses dos órgãos foram calculadas individualmente para cada série, sendo posteriormente somadas para obter o valor total da dose absorvida por órgão. De igual forma procedeu-se à soma dos valores de *DLP* e da dose efetiva de ambas as séries de modo a obter os valores totais por doente, conforme os dados fornecidos pelo *software*. Para o cálculo do *SSDE* determinou-se a média e a mediana dos valores obtidos de ambas as séries. Assim, os resultados apresentados para estes doentes refletem a soma das doses por órgão, bem como do *DLP* e da dose efetiva, e o *SSDE* obtido resulta da média e da mediana referentes às duas séries realizadas.

Posteriormente à estimativa das doses absorvida nos órgãos, foram selecionados, por região anatómica, os órgãos com valores mais elevados, para representação gráfica. A seleção abrangeu os OAR de interesse anteriormente mencionados, bem como outras estruturas cujas doses absorvidas são consideradas relevantes para avaliação da exposição.

Determinou-se a dose efetiva através de três metodologias diferentes, considerando a exposição resultante do planeamento dos tratamentos de RT para as distintas indicações clínicas.

A dose efetiva, para além de ser estimada através do NCICT, foi também calculada com base nos valores de *DLP* oriundos dos relatórios de dose gerados pelo equipamento de TC. Para tal, multiplicou-se o *DLP* pelo coeficiente de conversão específico a cada região anatómica em estudo, conforme recomendado pela literatura (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008).

Adicionalmente, a dose efetiva foi estimada com base nas doses absorvidas nos órgãos, calculadas por indicação clínica, e obtidas através do *software* NCICT. Estas doses foram ponderadas pelos fatores de ponderação tecidual recomendados pela ICRP e, subsequentemente, somadas para se obter a dose efetiva total.

Para os tecidos categorizados como “tecidos remanescentes”, a contribuição para o cálculo da dose efetiva foi determinada através do cálculo da média aritmética das doses equivalentes recebidas pelos órgãos incluídos nesta categoria, conforme definido pela lista da ICRP. Esta média foi, então, multiplicada pelo fator de ponderação tecidular atribuído a este grupo ($W_T = 0,12$). O valor resultante representa a contribuição global dos tecidos remanescentes, sendo somado às contribuições dos restantes órgãos com ponderação tecidular individual, de modo a obter-se a dose efetiva total (ICRP, 2007b).

3.3.1. Configuração de Parâmetros

Para estimar as doses de radiação absorvidas pelos órgãos, recorreu-se ao *software* NCICT, que exige a introdução dos dados dos doentes, a configuração dos parâmetros do equipamento, e determinação da extensão do varrimento (National Cancer Institute, 2024).

No separador “Size” da aplicação, inseriram-se os dados dos doentes nomeadamente, idade, sexo, peso e altura, necessários para a realização dos cálculos. De seguida, introduziram-se os parâmetros técnicos do equipamento, indicando o fabricante e o respetivo modelo. Neste estudo, os dados foram recolhidos a partir do equipamento de TC, a *GE Discovery RT*, no entanto, este modelo não se encontra disponível no *software*. Realizaram-se comparações para observar equivalências entre os equipamentos disponíveis, e concluiu-se que o modelo *GE HiSpeed (Average)*, com o valor da modulação da corrente ajustado a zero, apresentava os valores de *CTDI* no ar mais aproximados. Posteriormente, introduziu-se no *software* o tempo de rotação, a corrente por segundo (mAs) e o seu limite, sendo que se utilizou o valor predefinido de 600 mA para todos os casos, potencial do tubo (KVp), o tipo de fantoma de *CTDI*, utilizou-se o fantoma de cabeça com 16 cm de diâmetro para as indicações clínicas de cabeça e pescoço e de SNC, e o fantoma de corpo com 32 cm de diâmetro para as restantes indicações, por fim introduziu-se o $CTDI_{vol}$, e o *pitch*. Adicionalmente, definiu-se a dimensão do intervalo de aquisição das imagens. Posteriormente, o *software* estimou automaticamente os valores de *SSDE* (mGy), *DLP* (mGy-cm), dose efetiva (mSv) e das doses absorvidas por cada órgão (mGy).

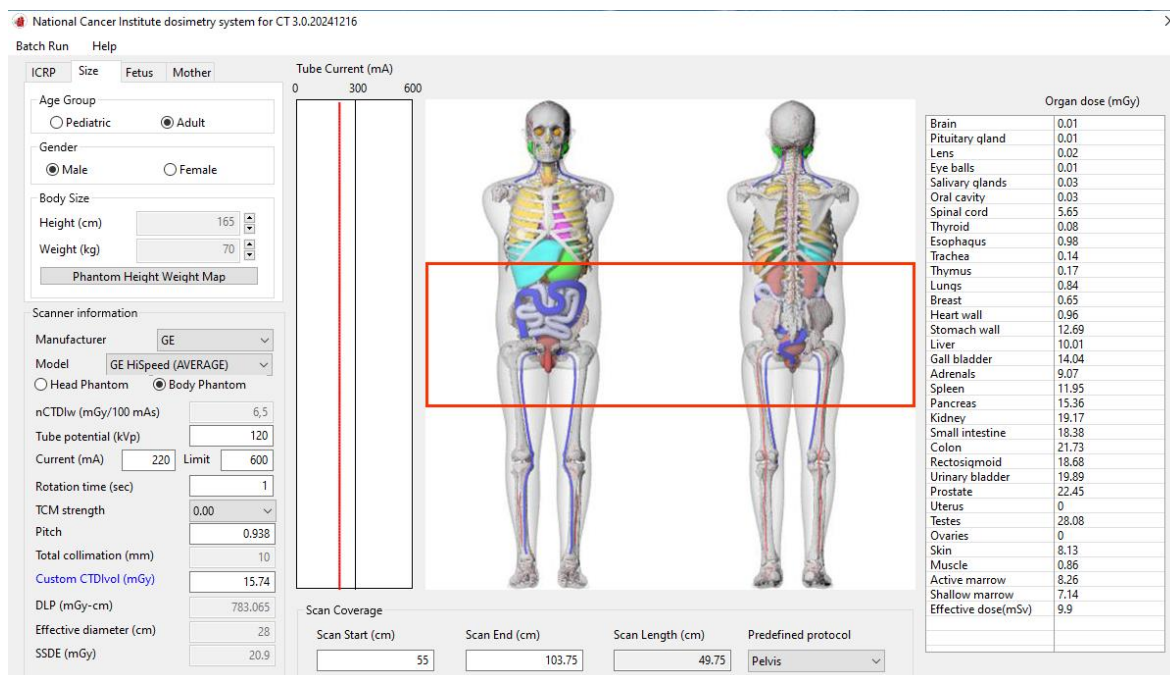


Figura 6. Interface gráfica do software NCICT 2.0. Neste exemplo encontram-se inseridos os dados referentes a um indivíduo do sexo masculino, examinado na região pélvica, com 70 kg e com 165 cm de altura.

3.4. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose

Como referido anteriormente, cada departamento adota os seus próprios protocolos. Neste contexto, para quantificar as doses associadas aos protocolos de TC de planeamento de RT das indicações clínicas em estudo no Hospital CUF Descobertas em Lisboa, foram analisados os valores de dose fornecidos pelo equipamento de TC, nomeadamente o $CTDI_{vol}$ e o DLP .

De acordo com publicação 135 do ICRP e com a *Safety Reports Series* no.112 da Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA), a definição de NRD locais em TC exige a recolha de dados dosimétricos provenientes de diversas unidades de saúde locais, ou de várias salas de aquisição de imagem. O NRD local é determinado no P75 da distribuição dos valores obtidos. Para garantir a representatividade estatística, é recomendada a recolha de dados de, no mínimo, 20 doentes submetidos a um exame específico, sendo preferível uma amostra de 30 doentes para o contexto de TC (ICRP, 2017; International Atomic Energy Agency, 2023).

No entanto, uma vez que este estudo foi realizado numa única instituição e apenas numa sala de exames, não é metodologicamente adequado estabelecer NRD locais. Assim, optou-se por calcular valores típicos de dose, com base na mediana das distribuições dos dados.

A análise estatística foi efetuada com recurso ao *software* Google Sheets. Para cada indicação clínica foram recolhidos os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP apresentados nos relatórios de dose gerados pelo equipamento de TC.

Nas indicações clínicas em que o número de doentes foi igual ou superior a 20, a mediana dos dados foi comparada com o valor de P75 de estudos de outros autores, de forma a analisar a conformidade dos níveis de exposição com os valores normalmente considerados para a definição de NRD. Para as indicações com amostras inferiores a 20 doentes, realizou-se a comparação da mediana com os valores típicos (P50) reportados por outros investigadores. Esta abordagem permite uma avaliação comparativa das práticas institucionais face aos dados publicados.

3.5. Estimativa do *Size Specific Dose Estimates*

Uma das formas de estimar o *SSDE* é a partir da metodologia descrita no relatório nº204 da *AAPM* (American Association of Physicists in Medicine, 2011). São utilizadas as medições dos diâmetros AP e LAT, a partir dos quais é possível obter o cálculo do diâmetro efetivo através da raiz quadrada do produto entre os dois diâmetros, conforme indicado na Equação 6. Após a determinação do diâmetro efetivo, consultaram-se as tabelas que fornecem os fatores de conversão correspondentes aos fantomas de *PMMA* de 16 e 32 cm de diâmetro, utilizados aquando da obtenção do $CTDI_{vol}$, disponíveis no referido relatório (American Association of Physicists in Medicine, 2011). Posteriormente, multiplicou-se o fator de conversão pelo $CTDI_{vol}$ de modo a obter-se o *SSDE*, conforme descrito na Equação 5.

No entanto verificou-se que, em alguns casos, o diâmetro efetivo dos doentes excedia o limite máximo estabelecido na tabela de fatores de conversão baseada nos fantomas de 32 cm da *AAPM*. De modo a superar esta limitação, recorreu-se a uma abordagem alternativa para estimar os respetivos fatores de conversão. Realizou-se uma regressão exponencial com base nos dados disponibilizados pela *AAPM*, o que possibilitou a extrapolação coerente dos valores de fatores de conversão, em função dos diâmetros efetivos superiores aos

originalmente fornecidos. Na Figura 7 apresenta-se o gráfico com a representação da regressão exponencial obtida. Obteve-se a seguinte equação:

$$\text{Fator de conversão} = 3,71 \times e^{-0,0368x} \quad (9)$$

Esta equação demonstrou uma boa correspondência com os valores da tabela original e permitiu manter a consistência lógica dos valores, assegurando a fiabilidade da estimativa dos fatores de conversão fora do intervalo previsto pela AAPM. O desvio máximo entre os fatores previstos pela equação e os valores apresentados pela AAPM foi de aproximadamente 0,70%, e um erro médio de 0,21%. Estes resultados confirmam que a aproximação é confiável para a aplicação prática e permite a extrapolação segura dos fatores de conversão para diâmetros efetivos superiores aos disponibilizados pelo relatório.

Extrapolação dos fatores de conversão para o cálculo de SSDE, com base no diâmetro efetivo (fantoma de 32 cm)

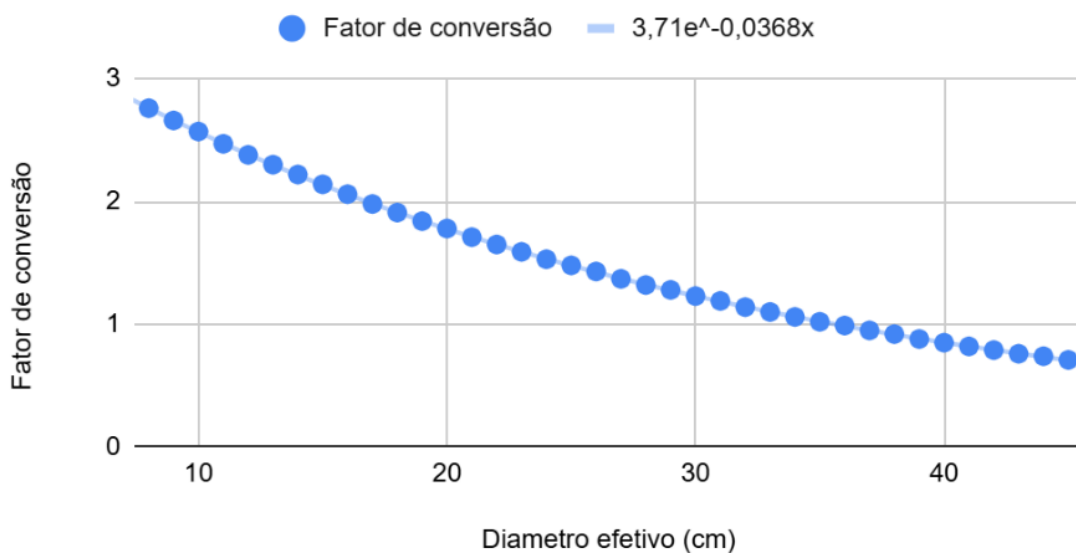


Figura 7. Regressão exponencial aplicada aos fatores de conversão do relatório nº204 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine, 2011) para o fantoma de 32 cm. A curva representa a equação de ajuste, $\text{Fatores de conversão} = 3,71 \times e^{-(0,0368 \times x)}$, utilizada para estimar os fatores de conversão do SSDE em doentes com diâmetros efetivos superiores aos disponíveis nas tabelas originais.

Outro método utilizado para a obtenção dos valores de SSDE neste estudo foi através do software NCICT, ao introduzir os dados antropométricos dos doentes e os parâmetros técnicos de aquisição da TC.

4. Resultados

¹A população alvo deste estudo é constituída por 223 doentes e apresenta uma média de peso de 73 kg (± 14), idade média de 64 anos (± 15), e altura média de 169 cm (± 10), permitindo a caracterização geral dos doentes submetidos a este tipo de exame.

Tabela 2. Distribuição da população alvo por indicação clínica e sexo.

Indicação Clínica	Sexo masculino	Sexo feminino
Cabeça e pescoço	21	7
Mama e axila	0	22
Pélvico	3	3
Próstata	46	0
Mama DIBH	0	13
Pulmão SBRT	4	7
Ginecologia	0	4
SNC	14	6
Mama	2	32
Tórax	2	2
SRS do SNC	0	1
Pulmão	1	4
Reto	7	0
Mama e axila DIBH	0	7
Pulmão 4D	8	4

¹ Durante a análise estatística dos dados, verificou-se que alguns valores foram arredondados a diferentes níveis de precisão (número inteiro e uma casa decimal) nas fórmulas aplicadas no Google Sheets. Esta pequena variação encontra-se presente na apresentação estatística dos resultados relativos às dose absorvida pelos órgãos, dose efetiva, $CTDI_{vol}$, DLP , $SSDE$, intervalos de aquisição e nos diâmetros AP, LAT e efetivo. Esta diferença foi detetada numa fase posterior da análise e não compromete a integridade ou a interpretação global dos resultados apresentados.

<i>Pulmão SBRT DIBH</i>	1	1
<i>Ginecológicos com gânglios lomboaórticos</i>	0	1
<i>Soma por sexo</i>	109	114
<i>Total</i>	223	

Após a aplicação dos critérios de inclusão, analisaram-se um total de 151 doentes realizados no Hospital CUF Descobertas distribuídos por 8 indicações clínicas. A Tabela 3 apresenta a distribuição da amostra por indicação clínica.

Tabela 3. Distribuição da amostra final por indicação clínica.

<i>Indicação Clínica:</i>	<i>Total de doentes:</i>
<i>SNC</i>	20
<i>Pulmão SBRT</i>	8
<i>Pulmão 4D</i>	7
<i>Próstata</i>	37
<i>Mama DIBH</i>	13
<i>Mama e axila</i>	20
<i>Mama</i>	24
<i>Cabeça e pescoço</i>	22
<i>Total</i>	151

A amostra incluída neste estudo apresenta uma média de idade de 62,50 anos, com um peso médio de 71,40 kg e uma altura média de 169 cm. No total, foram analisados 78 doentes do sexo masculino e 73 do sexo feminino. A seguinte Tabela 4 apresenta as características demográficas da amostra, organizadas por indicação clínica.

Tabela 4. Características demográficas dos doentes por indicação clínica.

Indicação clínica	Sexo (M/F)	Idade (anos) (média ± desvio padrão)	Peso (Kg) (média ± desvio padrão)	Altura (cm) (média ± desvio padrão)
Cabeça e pescoço	17 / 5	64,77 ± 13,51	72,16 ± 7,06	170,50 ± 6,92
SNC	14 / 6	53,95 ± 12,99	76,23 ± 21,85	170,65 ± 10,73
Pulmão 4D	10 / 4	69,43 ± 9,06	72,07 ± 9,55	166,43 ± 6,97
Pulmão SBRT	6 / 10	71,25 ± 10,83	68,75 ± 9,71	166,50 ± 8,50
Mama	2 / 22	54,33 ± 10,22	68,79 ± 7,37	166,54 ± 7,45
Mama e axila	0 / 20	59,15 ± 14,59	66,65 ± 6,80	163 ± 7,36
Mama DIBH	0 / 26	49,85 ± 10,17	64,92 ± 3,72	166,54 ± 7,08
Próstata	38 / 0	73,82 ± 7,19	75,38 ± 6,24	172,61 ± 7,22

4.1. Protocolos de TC de Planeamento

Na Tabela 5 está resumida a configuração dos parâmetros de aquisição dos protocolos de TC de planeamento, conforme inseridos no *software* NCICT, para cada protocolo utilizado em cada indicação clínica.

Tabela 5. Resumo dos parâmetros de aquisição dos protocolos de TC de planeamento do Hospital CUF Descobertas.

Indicação Clínica	Mama, Mama e Axila, Mama DIBH	Próstata	Cabeça e Pescoço	Sistema Nervoso Central	Pulmão 4D e Pulmão SBRT	
Tipo de aquisição	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Axial- 4D Cine mode
Voltagem do tubo (kV)	120	120	120	120	120	120
Corrente por segundo (mAs)	180	220	180	160	260	200
Modulação da corrente	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Pitch	0,938	0,938	0,938	0,938	0,938	0

Espessura de corte (mm)	2,50	2,50	2,50	2,50	2,50	2,50
Tempo de rotação (s)	0,80	1	0,80	1	1	1

Na Tabela 6 encontra-se descrito, por indicação clínica, os valores descritivos do intervalo de aquisição de imagens e dos diâmetros anatômicos (AP, LAT e efetivo). Por cada parâmetro são apresentados a média, o desvio padrão e a mediana.

Tabela 6. Estatísticas descritivas (média, desvio padrão e mediana) do intervalo de aquisição de imagem e dos diâmetros anatômicos (AP, LAT e efetivo) em centímetros, por indicação clínica.

Indicação clínica	Cabeça e pescoço	SNC	Pulmão 4D	Pulmão SBRT	Mama	Mama e axila	Mama DIBH	Próstata
Intervalo de aquisição de imagens (média ± desvio padrão; mediana) (cm)	43 ± 4; 42,90	31 ± 4; 31,60	46 ± 16; 39,50	40 ± 9; 39	38 ± 4; 37,40	40 ± 4; 40,40	38 ± 6; 36,50	47 ± 7; 46
Diâmetros (média ± desvio padrão; mediana) (cm)	AP	LAT	Efetivo					
	20,30 ± 6,2; 19,50	19,10 ± 6,90; 19,10	24 ± 3,50; 21,90	25,20 ± 7,30; 22,60	26,60 ± 4,30; 25,70	23,60 ± 4,70; 22,50	26,60 ± 7,60; 26,20	22,90 ± 6,70; 21,60
	16,10 ± 4,60; 14,90	16,40 ± 6,20; 15,0	33,90 ± 2,90; 33,50	35,40 ± 10,70; 31,80	32,60 ± 5,10; 31,80	34,70 ± 8,80; 32,20	38,30 ± 12,90; 33,20	38,50 ± 10,50; 34,90
	18 ± 5; 17	18 ± 6; 16,70	28 ± 3; 27,80	30 ± 9; 26,80	29 ± 4; 29,70	28 ± 5; 27,10	32 ± 9; 29,70	30 ± 8; 27,60

Na Figura 8 exibe-se a distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) recolhidos do equipamento de TC GE Discovery RT por indicação clínica, representada através de um gráfico de caixa de

bigodes (*boxplot*). Neste gráfico estão apresentadas as médias, desvio padrão, medianas, os quartis (P25 e P75), valores mínimos e máximos. Os valores correspondentes encontram-se também apresentados na Tabela 18 localizada nos anexos deste trabalho.

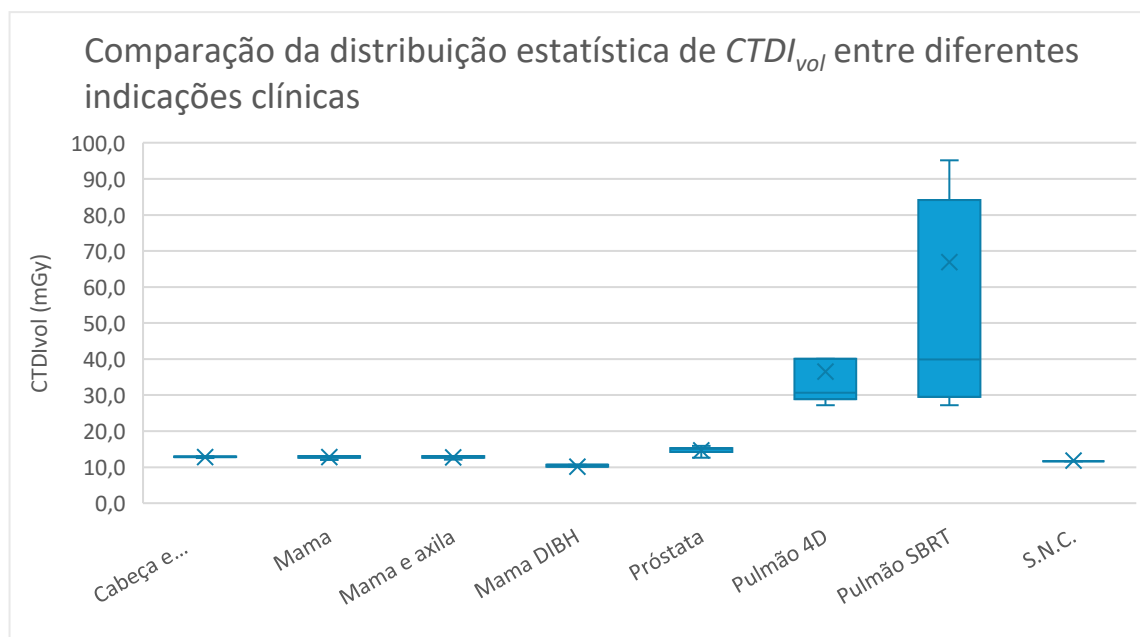


Figura 8. Comparação de $CTDI_{vol}$ entre as diferentes indicações clínicas.

A indicação clínica de pulmão *SBRT* apresenta os valores de $CTDI_{vol}$ mais elevados e variáveis. A média é de 66,90 mGy e o desvio padrão é de 66,10 mGy. A mediana situa-se nos 39,90 mGy e os valores observados variam entre 27,20 mGy (mínimo) e 221,30 mGy (máximo). O intervalo interquartil (P25 a P75) é de 31,30 mGy até 62,10 mGy, o que indica uma ampla dispersão dos dados.

Os exames da indicação clínica de pulmão 4D possuem uma média de 36,60 mGy e um desvio padrão de 12,60 mGy. A mediana obtida é de 30,70 mGy e o intervalo interquartil é de 29,40 mGy (P25) até 38 mGy (P75). O valor mínimo iguala-se a 27,20 mGy e o máximo a 63,30 mGy. Esta indicação apresenta valores elevados e uma dispersão de valores considerável, embora inferiores aos observados na indicação de pulmão *SBRT*.

Para a indicação da próstata, observou-se uma média de 14,70 mGy e um desvio padrão de 1,60 mGy. A mediana corresponde a 15,10 mGy e os quartis igualam-se a 14,30 mGy (P25) e a 15,30 mGy (P75). Os valores oscilam entre 11,30 mGy e 19 mGy. Os resultados dispõem-se relativamente simétricos e verifica-se pouca dispersão dos dados.

As indicações clínicas de cabeça e pescoço, mama, mama e axila, e de SNC demonstram valores semelhantes entre si a nível de média e de dispersão de resultados. Nos exames de cabeça e pescoço observou-se uma média de 12,80 mGy, um desvio padrão de 0,10 mGy, uma mediana de 12,90 mGy, constatou-se o intervalo interquartil entre 12,80 mGy (P25) e 13 mGy (P75), o valor mínimo observado corresponde a 12,50 mGy e o máximo a 13,10 mGy. Os exames da indicação clínica da mama revelam igualmente uma média de 12,80 mGy, já o desvio padrão recolhido é 0,80 mGy, a mediana é 13,10 mGy, os quartis situam-se entre 12,70 mGy (P25) e 13,10 mGy (P75), os valores extremos variam entre 10,20 mGy (mínimo) e 14,50 mGy (máximo). No caso da indicação clínica de mama e axila, a média analisada é de 12,70 mGy, o desvio padrão é de 0,60 mGy, a mediana é de 13 mGy, notou-se os percentis P25 e P75 fixados em 12,70 mGy e 13,10 mGy, respetivamente, e o intervalo de valores máximos corresponde a 11,10 mGy (mínimo) e 13,10 mGy (máximo). Para a indicação clínica de SNC, a média obtida foi de 11,80 mGy, o desvio padrão foi de 0,80 mGy, a mediana de 11,60 mGy, com valores mínimos e máximos de 11,60 mGy e 15,30 mGy, destaca-se o facto de o intervalo interquartil ser fixo em 11,60 mGy, o que evidencia uma dispersão extremamente reduzida nesta indicação clínica. Os resultados observados nestas indicações demonstram variações reduzidas no $CTDI_{vol}$ registado.

De todas as indicações clínicas, constatou-se que a mama *DIBH* apresenta os valores mais baixos de $CTDI_{vol}$. A sua média é de 10,20 mGy e o desvio padrão é 0,90 mGy. A mediana registada é de 10,60 mGy e identificou-se valores desde 7,80 mGy (mínimo) e 10,70 mGy (máximo). O intervalo interquartil localiza-se entre 10,20 mGy (P25) e 10,70 mGy (P75).

De forma geral, observa-se uma variabilidade significativa nos valores registados de $CTDI_{vol}$ entre as diferentes indicações clínicas, com destaque para as duas indicações de pulmão, que apresentam resultados mais elevados e com maior amplitude de variação, em contraste com as restantes indicações.

Na Figura 9 está apresentada a análise estatística dos valores de *DLP* (mGy.cm) obtidos pelo *software* NCICT, para as diferentes indicações clínicas. São consideradas as medidas de tendência central, nomeadamente a média e mediana, a dispersão, ou seja, o desvio-padrão, e os valores extremos, como por exemplo o mínimo e o máximo, e os percentis P25 e P75. Os valores correspondentes estão igualmente disponíveis na Tabela 19 nos anexos deste trabalho.

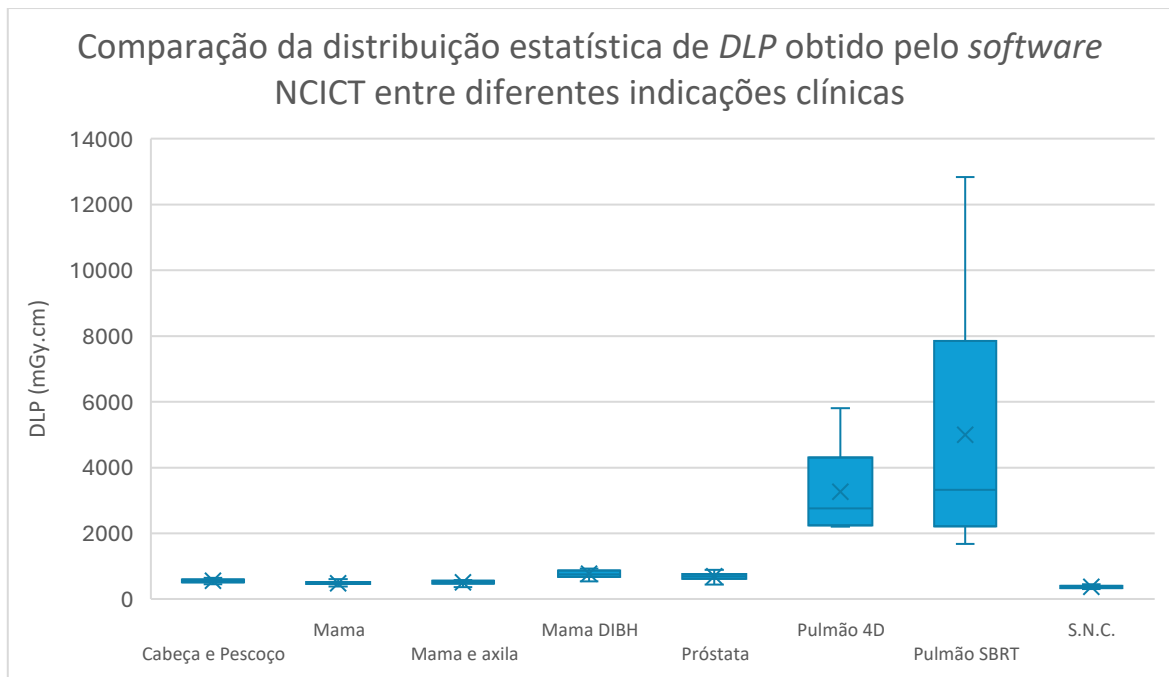


Figura 9. Comparação do DLP, obtido através do software NCICT, entre as diferentes indicações clínicas.

Verificou-se que a indicação clínica com maior valor médio de *DLP* foi a de pulmão *SBRT*, com uma média de 4996 mGy.cm e um desvio padrão de 3904 mGy.cm, o que mostra uma grande variabilidade dos dados. Os valores observados variam entre um mínimo de 1675 mGy.cm e um máximo de 12837,10 mGy.cm. A mediana registada é de 3322,50 mGy.cm e o intervalo interquartil é particularmente largo, com o primeiro quartil (P25) em 2423,40 mGy.cm e o terceiro quartil (P75) nos 6325 mGy.cm.

Em segundo lugar, destaca-se a indicação de pulmão 4D, que apresenta o segundo maior valor médio de *DLP*, com 3263 mGy.cm e um desvio padrão de 1342 mGy.cm, o que também evidencia uma variabilidade de valores considerável. Registou-se valores entre 2207 mGy.cm e 5806,10 mGy.cm (mínimo e máximo). Já o intervalo interquartil encontra-se em 2297,40 mGy.cm (P25) e 3736,90 mGy.cm (P75), e a mediana localiza-se em 2760,90 mGy.cm.

De seguida, observa-se que a indicação clínica de mama *DIBH* apresenta uma média de *DLP* de 768 mGy.cm, e apresenta um desvio padrão consideravelmente inferior às indicações clínicas anteriores, com 113 mGy.cm. O valor mínimo identificado é de 535 mGy.cm e o máximo é de 929,80 mGy.cm. A distribuição apresenta um P25 equivalente a 680,70 mGy.cm, um P75 de 862,60 mGy.cm, e uma mediana de 756,70 mGy.cm.

A indicação de próstata evidencia uma média de 695 mGy.cm, com um desvio padrão de 160 mGy.cm. Nesta indicação, o valor mínimo exibido é de 440 mGy.cm e o máximo é de 1392,80 mGy.cm. O intervalo interquartil é constituído por 621,40 mGy.cm (P25) e 756,20 mGy.cm (P75), e a mediana iguala-se a 691,40 mGy.cm.

Relativamente à indicação de cabeça e pescoço, a média foi de 556 mGy.cm e o desvio padrão de 58 mGy.cm. Os valores variam entre 451 mGy.cm e 647,20 mGy.cm (mínimo e máximo, respetivamente). O P25 é de 514,80 mGy.cm, a mediana de 550,10 mGy.cm e o P75 de 586,80 mGy.cm.

No caso da indicação de mama e axila registou-se uma média de 507 mGy.cm e um desvio padrão de 61 mGy.cm. O valor mínimo registado foi de 360 mGy.cm e o máximo corresponde a 581,50 mGy.cm. Sobre o P25, este revela o valor de 480,80 mGy.cm, o P75 de 555,50 mGy.cm, e a mediana de 509,70 mGy.cm.

A indicação clínica de mama revela uma média de *DLP* de 485 mGy.cm, com um desvio padrão de 63 mGy.cm. Os extremos foram 348 mGy.cm e 611,50 mGy.cm. Constatou-se que o P25 se localiza em 457,70 mGy.cm, a mediana em 479,10 mGy.cm e o P75 em 517,20 mGy.cm.

Por fim, é na indicação clínica de SNC que se verifica os valores médios mais baixos, nomeadamente 371 mGy.cm, e o menor desvio padrão, de 47 mGy.cm. O valor mínimo detetado é de 302 mGy.cm e o máximo é de 450,70 mGy.cm. O P25 corresponde a 335,8 e o P75 a 400,50 mGy.cm, já a mediana apurada é de 372,20 mGy.cm.

Na Figura 10 observam-se os valores de *DLP* (mGy.cm) obtidos a partir do relatório de dose fornecido pela TC *GE Discovery RT*. A Tabela 20, localizada nos anexos, apresenta os valores relacionados a esta análise.

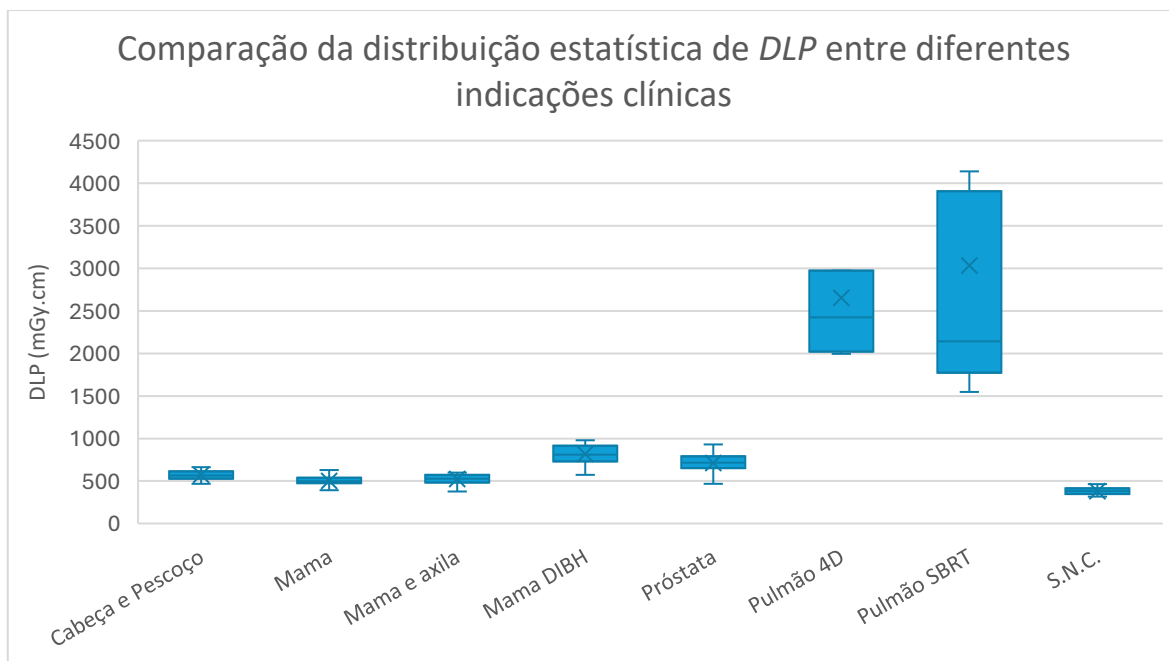


Figura 10. Comparação da distribuição do DLP, entre as diferentes indicações clínicas.

À semelhança dos resultados obtidos pelo *software* NCICT, os dados de DLP extraídos dos relatórios de dose revelam que a indicação clínica de pulmão SBRT apresenta a média mais elevada, em comparação com as restantes analisadas. A média atinge os 3033 mGy.cm e o desvio padrão é de 1954 mGy.cm. Os limites desta indicação são 1547 mGy.cm e 7373 mGy.cm. Relativamente aos percentis, P25 corresponde a 1940,90 mGy.cm, o P75 a 3440 mGy.cm, e a mediana fixa-se em 2141 mGy.cm.

De seguida verificou-se que a indicação referente a pulmão 4D exhibe uma média de 2654 mGy.cm, com um desvio padrão de 863 mGy.cm. O mínimo registado é de 1995 mGy.cm e o máximo é de 4448,90 mGy.cm. O intervalo interquartil é identificado em 2086,40 mGy.cm (P25) e em 2771 mGy.cm (P75), com a mediana a situar-se nos 2423 mGy.cm.

Na indicação clínica de mama DIBH observa-se uma média de 818 mGy.cm, com um desvio padrão de 115 mGy.cm. Os valores mínimos de máximos registados foram 574 mGy.cm e 979,50 mGy.cm, respetivamente. Mostrou-se que a mediana se situa nos 809 mGy.cm, o P25 nos 731,50 mGy.cm e o P75 nos 908 mGy.cm.

Quanto à indicação clínica de próstata, identificou-se uma média de 711 mGy.cm, com um desvio padrão de 111 mGy.cm. Os extremos documentados localizam-se entre 468 mGy.cm e 930,80 mGy.cm. Os valores percentuais igualam-se a 656,90 mGy.cm (P25), a 717 mGy.cm (mediana) e a 789 mGy.cm (P75).

Os dados da indicação clínica de cabeça e pescoço revelam uma média de 573 mGy.cm e um desvio padrão de 58 mGy.cm. O valor mínimo é de 467 mGy.cm e o máximo é de 663,90 mGy.cm. O P25 situa-se nos 531,30 mGy.cm, a mediana em 567 mGy.cm e o P75 nos 604 mGy.cm.

Nos casos de mama e axila encontra-se uma média de 525 mGy.cm e um desvio padrão de 59 mGy.cm. O valor mínimo observado é de 377 mGy.cm, enquanto o máximo atingiu os 597,90 mGy.cm. O intervalo interquartil é entre 497,50 mGy.cm (P25) e de 572 mGy.cm (P75), sendo a mediana de 526 mGy.cm.

A indicação de mama possui uma média de 502 mGy.cm e um desvio padrão de 63 mGy.cm. Os valores extremos variam entre 373 mGy.cm e 628,40 mGy.cm. Relativamente aos percentis, o P25 corresponde a 474 mGy.cm, o P75 a 534 mGy.cm e a mediana posiciona-se nos 496 mGy.cm.

Por fim, a indicação clínica de SNC apresenta, novamente, os valores de *DLP* mais baixos entre todas as indicações clínicas analisadas. A média apurada é de 381 mGy.cm e o desvio padrão é de 44 mGy.cm. O menor valor registado é 317 mGy.cm e o mais elevado é 465,50 mGy.cm. Os percentis P25 igualam-se a 350,70 mGy.cm, a mediana a 383 mGy.cm e o P75 a 413 mGy.cm.

4.2. Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva

4.2.1. Avaliação das Doses nos Órgãos

Através do *software* NCICT foram estimadas as doses absorvidas pelos órgãos (mGy), nas diferentes indicações clínicas estudadas, para 33 órgãos e estruturas anatómicas. De acordo com os critérios previamente mencionados, a inclusão de todos estes componentes anatómicos nos gráficos comprometeria a clareza visual dos dados, dificultando a sua leitura e a interpretação dos resultados. Deste modo, optou-se por apresentar graficamente apenas os órgãos e as estruturas anatómicas que registaram valores de dose absorvida consideradas relevantes em cada indicação clínica estudada. A seleção incluiu tanto os OAR específicos de cada região anatómica, como outras estruturas que, embora não sejam consideradas OAR para a região anatómica em questão, apresentaram níveis de exposição consideráveis, permitindo assim uma análise mais abrangente.

As figuras que se seguem apresentam a distribuição média das doses absorvidas nos órgãos mais relevantes para cada indicação clínica analisada. Contudo, os dados estimados pelo *software* NCICT, referentes aos 33 órgãos avaliados, podem ser consultados de forma detalhada na Tabela 21, incluída nos anexos deste documento.

Na Figura 11 apresenta-se o gráfico referente à indicação clínica de cabeça e pescoço. Verifica-se que a tireóide, as glândulas salivares, e os cristalinos registaram 13,60 mGy, 11,60 mGy e 11,20 mGy, respetivamente, representando as doses médias mais elevadas para esta indicação clínica.

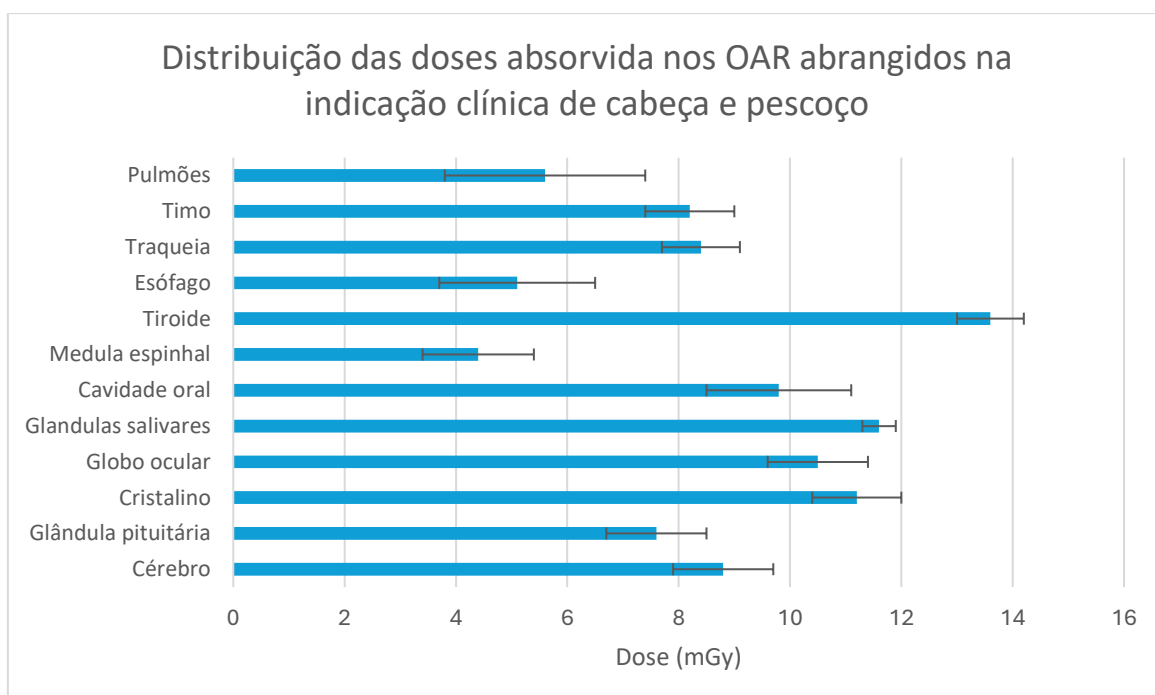


Figura 11. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de cabeça e pescoço, com base em 22 exames.

Conforme demonstrado na Figura 12, verifica-se que na indicação clínica do SNC, destacam-se os cristalinos com 10,40 mGy, as glândulas salivares com 10,30 mGy e a tireóide com 10,20 mGy, evidenciando-se como as estruturas mais irradiadas nesta indicação clínica.

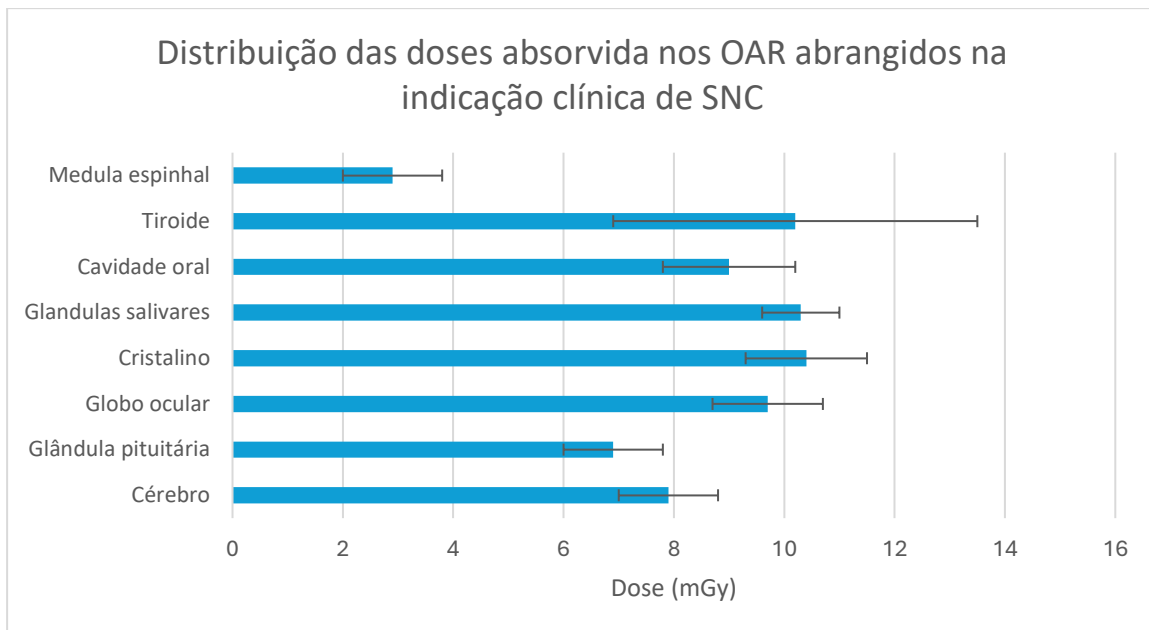


Figura 12. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de SNC, com base em 20 exames de TC de planeamento.

Relativamente à indicação clínica pulmão 4D, os resultados encontram-se demonstrados na Figura 13. A distribuição da média das doses mostra valores mais elevados ao nível da tireoide com 154,20 mGy, da traqueia com 101,70 mGy, e do timo com 100,30 mGy.

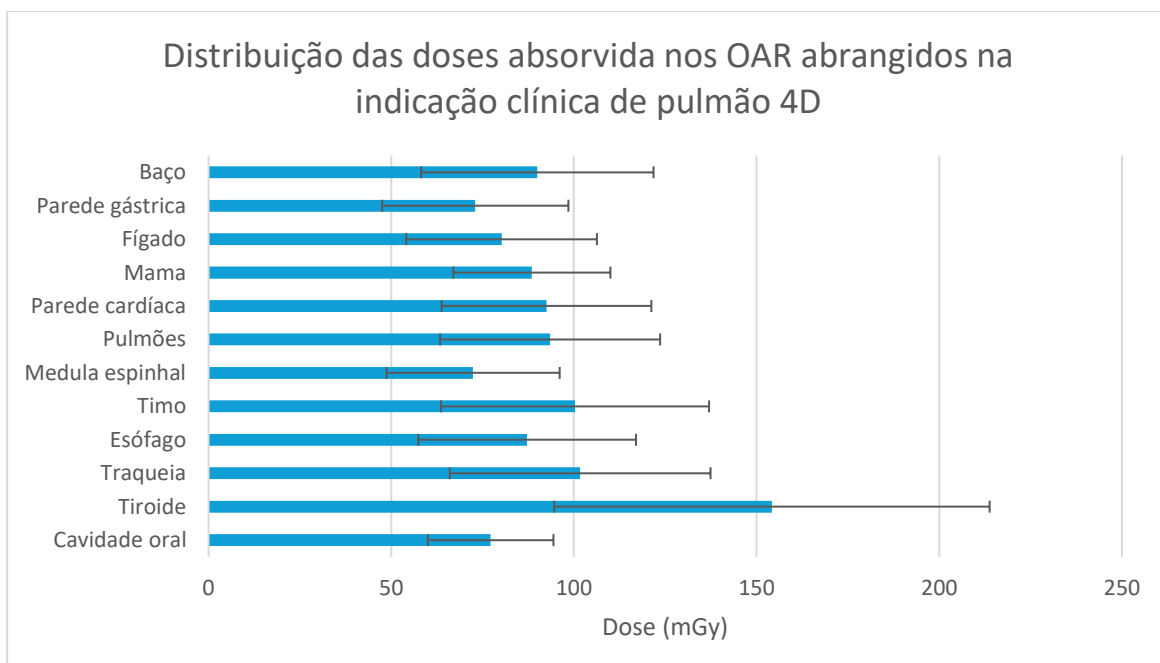


Figura 13. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de pulmão 4D, com base em 7 exames de TC de planeamento.

A indicação clínica de pulmão SBRT, cujos resultados estão apresentados na Figura 14, apresenta um padrão semelhante com a tiróide (266,60 mGy), o timo (181,90 mGy) e a traqueia (176,40 mGy) novamente a registarem as maiores médias de dose absorvidas entre os OAR analisados.

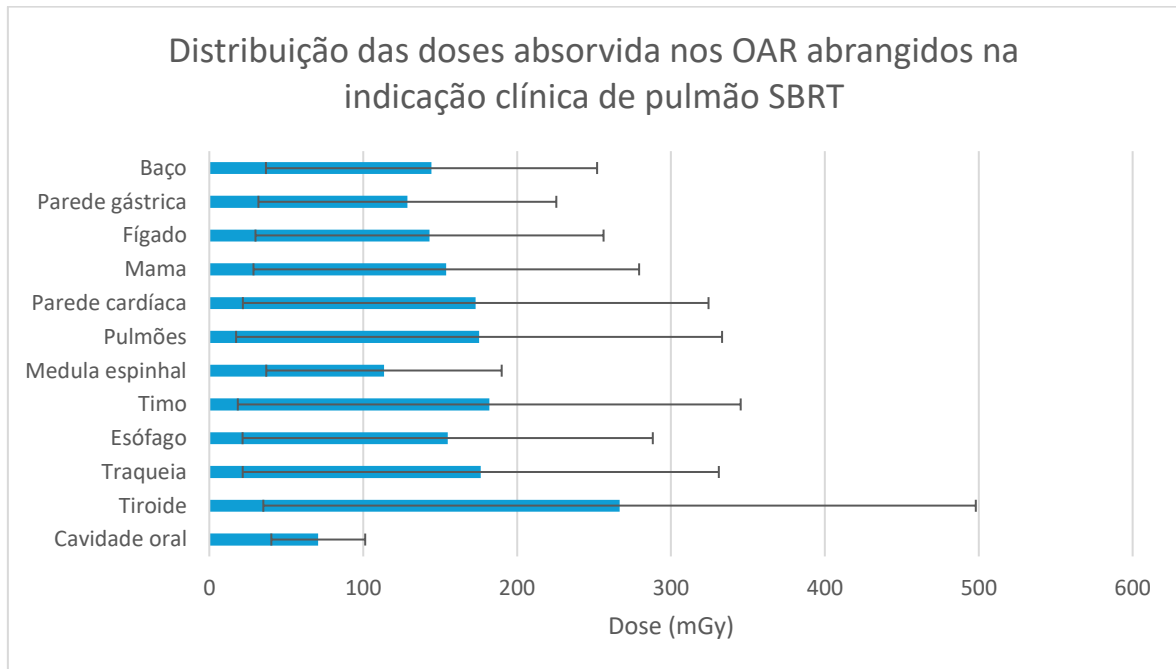


Figura 14. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica de pulmão SBRT, com base em 8 exames.

A Figura 15 ilustra o gráfico obtido para a indicação clínica de mama. É possível verificar que para esta zona anatómica, verifica-se uma média de 27 mGy para a tiróide, 18 mGy para o timo e 17,70 mGy para a traqueia, sendo estes os órgãos que apresentam a maior média de dose absorvida.

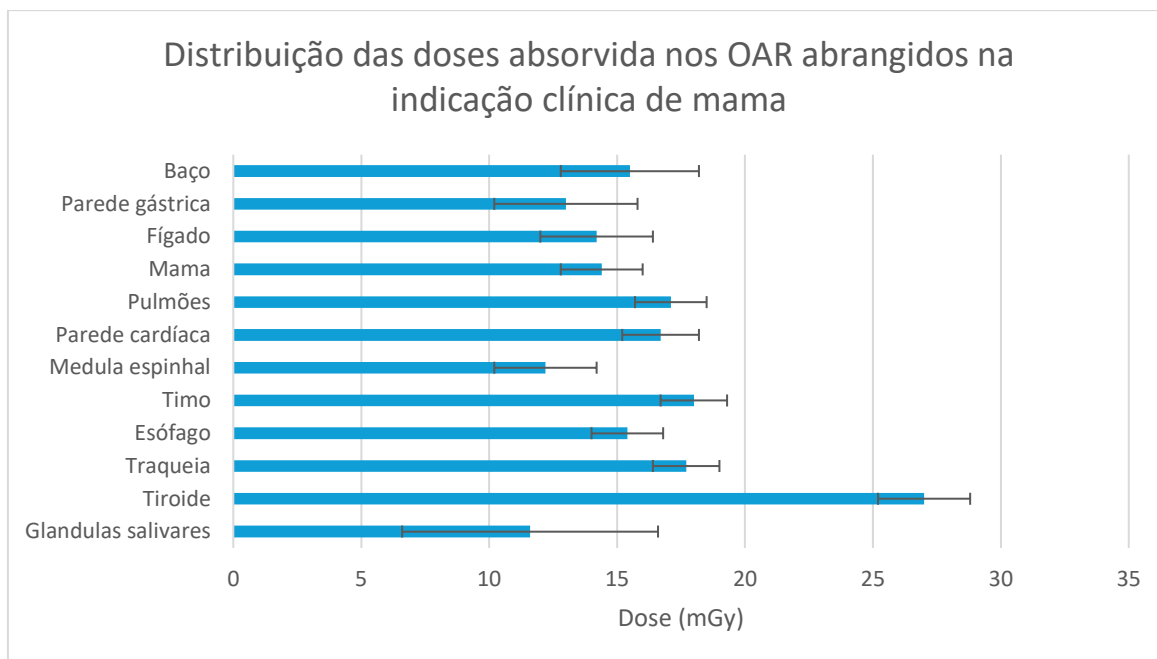


Figura 15. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama, com base em 24 exames.

Como é possível observar na Figura 16 estão apresentados os valores médios dos OAR da indicação clínica de mama e axila. Os tecidos que apresentam as maiores doses absorvidas são novamente a tiróide com 27,70 mGy, o timo com 18,40 mGy e a traqueia com 18 mGy.

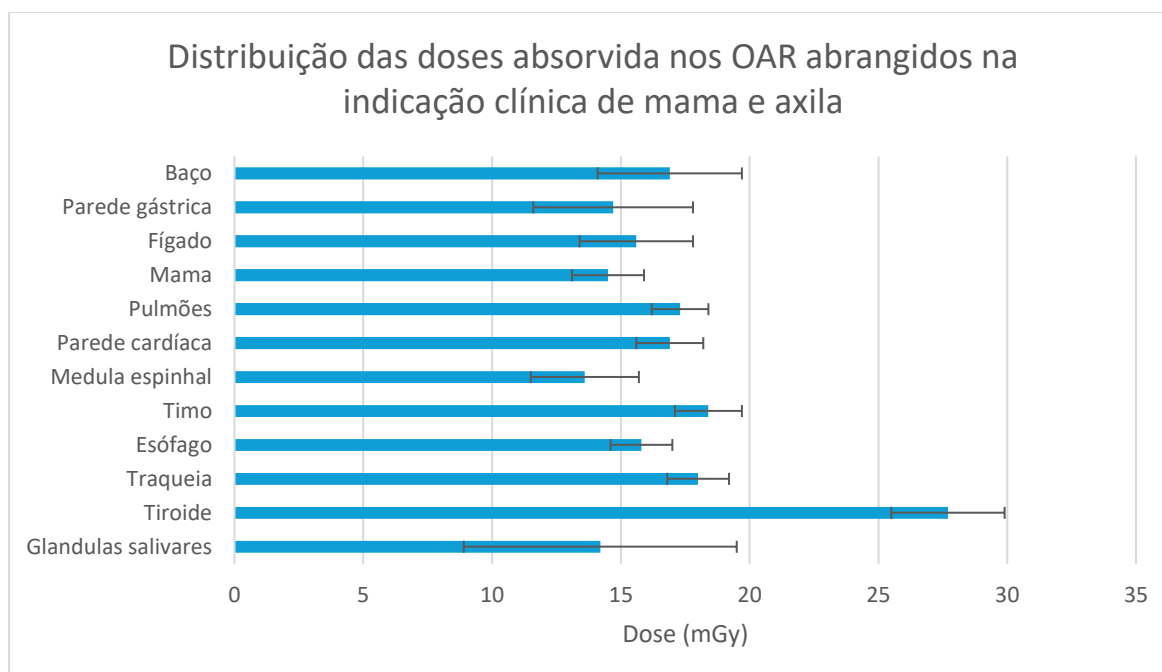


Figura 16. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama e axila, com base em 20 exames.

A nível da indicação clínica de mama *DIBH*, na Figura 17 encontra-se a média das doses absorvidas pelos OAR incluídos nesta região anatómica. A distribuição das doses mantém-se semelhante às indicações clínicas da mama e da mama e axila, com a tiróide novamente a apresentar maior média, nomeadamente com 42,70 mGy, seguida do timo com 29,10 mGy e da traqueia com 28,50 mGy.

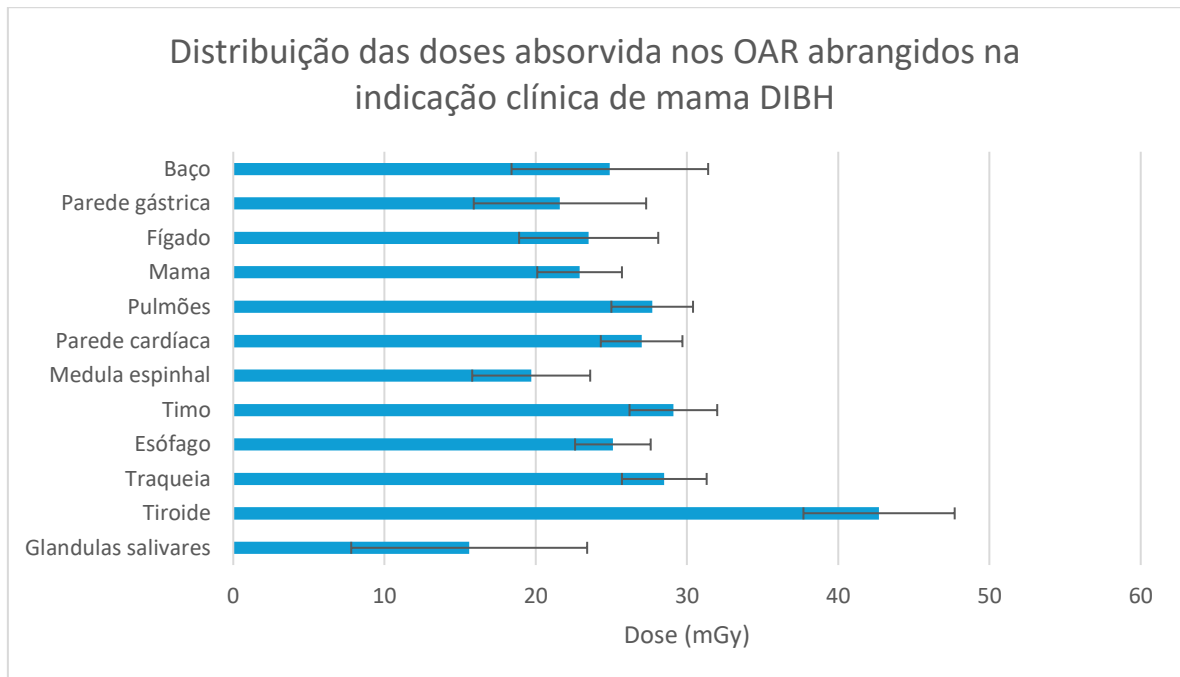


Figura 17. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica mama DIBH, com base em 13 exames.

Por fim, na indicação clínica da próstata, os testículos, o colon e a próstata são os órgãos que registaram as doses mais elevadas, com 26,80 mGy, 18,90 mGy e 18,20 mGy, respetivamente, como é possível verificar na Figura 18.

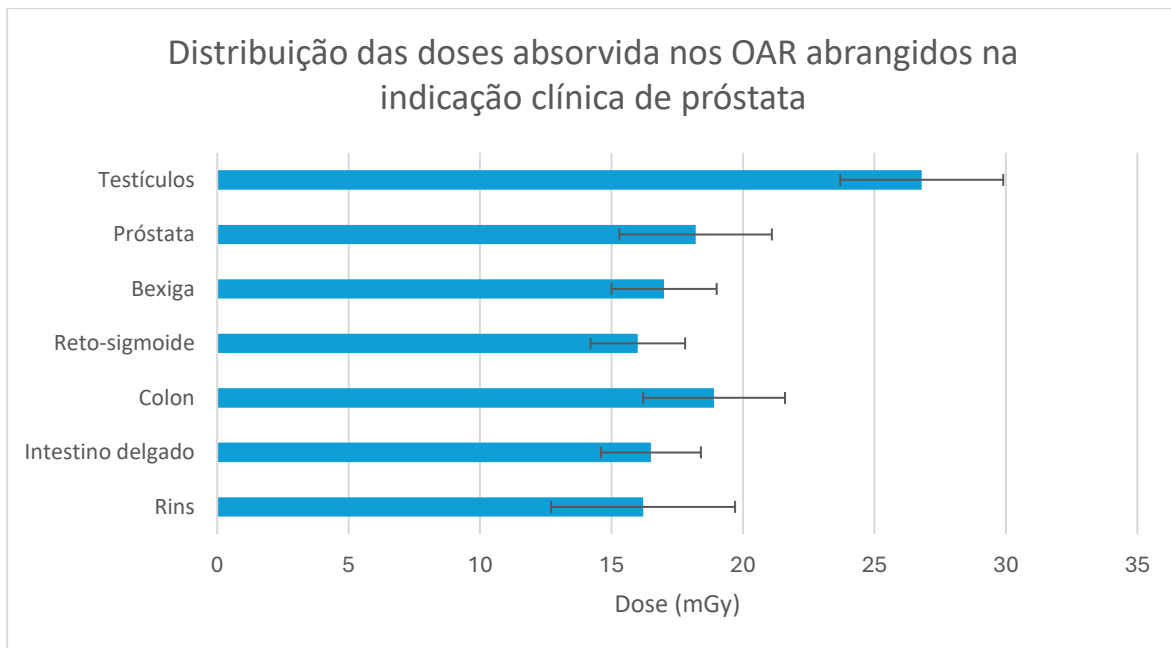


Figura 18. Distribuição das doses absorvidas (mGy) nos OAR abrangidos na indicação clínica próstata, com base em 37 exames.

Analisaram-se os três órgãos com as médias de dose absorvidas mais elevadas, por cada indicação clínica. Verificou-se que a tiroide se encontra consistentemente entre os órgãos mais expostos em todas as indicações clínicas, exceto na indicação da próstata. Este órgão foi referido sete vezes ao longo das oito indicações clínicas, o que indica um padrão de exposição recorrente, com valores médios de dose absorvida variando entre 10,20 mGy e 266,60 mGy. O timo e a traqueia apresentam valores elevados na maioria das indicações clínicas, sendo que cada um deles foi identificado entre os três órgãos com maiores médias de dose absorvida em cinco indicações clínicas, com intervalos médios de dose que variam entre 18 mGy e 181,90 mGy para o timo, e entre 17,70 mGy e 176,40 mGy para a traqueia. Observa-se que em todas as indicações clínicas, as estruturas localizadas na área de varrimento apresentam as maiores doses absorvidas, o que é expectável, dada a proximidade anatómica destes órgãos à zona de aquisição de imagens. Existe uma relação direta entre a proximidade anatómica dos órgãos à área de aquisição de imagens e os níveis de dose absorvida registados.

4.2.2. Avaliação da Dose Efetiva

Uma das formas de estimar as doses efetivas (mSv) para cada exame de cada indicação clínica é através do *software* NCICT. Na Figura 19 apresentam-se as respetivas estatísticas descritivas das indicações clínicas em estudo. Obteve-se a média, o desvio padrão, o mínimo, o máximo, a mediana e os percentis (P25 e P75). A totalidade dos valores encontra-se registada na Tabela 22, situada nos anexos.

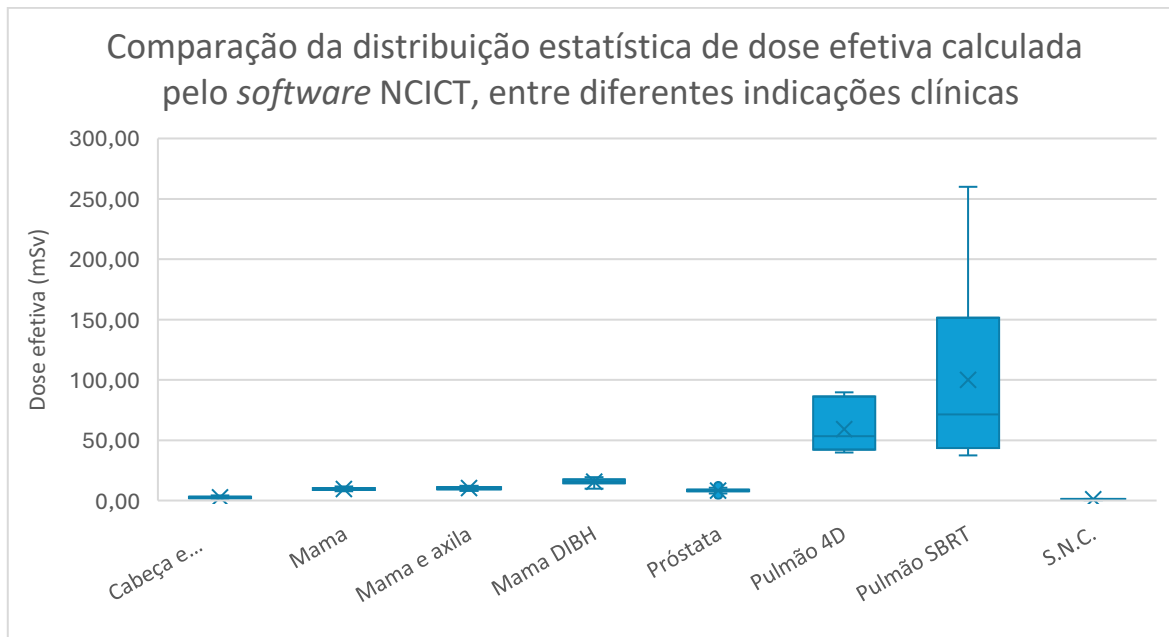


Figura 19. Comparação da distribuição de dose efetiva estimada pelo software NCICT, entre diferentes indicações clínicas

A nível das doses efetivas obtidas para a indicação clínica de pulmão *SBRT*, esta apresenta a maior média de dose efetiva, sendo esta de 100 mSv, com um desvio padrão elevado, de 78 mSv. Os valores observados variam entre um máximo atingido de 260 mSv e um mínimo de 37 mSv. O intervalo interquartil estende-se desde 45,30 mSv (P25) a 120 mSv (P75), com a mediana de 71,40 mSv. Verifica-se uma variação significativa entre estes valores, o que evidencia uma notável heterogeneidade da distribuição dos dados.

No caso do pulmão 4D, os dados apresentam uma média de 59 mSv e um desvio padrão de 20 mSv. O valor máximo obtido corresponde a 89,80 mSv e o mínimo a 40 mSv. Nesta indicação clínica, observa-se uma dispersão de valores evidente, pois, o intervalo interquartil obtido é de 45,50 mSv (P25) a 70,70 mSv (P75), com uma mediana de 53,40 mSv.

A média registada para a indicação clínica de mama *DIBH* é de 16 mSv, com um desvio padrão de 2 mSv. A dose mínima registada foi de 10 mSv e a máxima foi de 19,40 mSv. Os quartis P25 e P75 foram 14,60 mSv e 17,20 mSv, respetivamente, com uma mediana de 15,90 mSv. Comparativamente às restantes indicações clínicas relacionadas à mama, estes resultados revelam uma maior dispersão dos dados.

Na indicação clínica de mama e axila, observou-se igualmente uma média de 10 mSv, e um desvio padrão de 1 mSv, o que comprova uma distribuição estável dos resultados. As doses efetivas variaram entre 8 mSv e 12,20 mSv (mínimo e máximo, respetivamente). A mediana é de 10,50 mSv e o intervalo interquartil situa-se entre 9,40 mSv (P25) e 11,20 mSv (P75). Estes resultados evidenciam uma distribuição coesa e centrada na mediana.

Para a indicação clínica da mama, foi registada uma média de 10 mSv, com um desvio padrão de apenas 1 mSv, o que prova a uniformidade nos valores obtidos. Registou-se doses entre 8 mSv (mínimo) e 11,70 mSv (máximo). Cerca de metade dos resultados situam-se entre 8,90 mSv (P25) e 10,50 mSv (P75), com uma mediana de 9,60 mSv, sugerindo uma baixa variação dos dados e valores relativamente homogéneos.

Relativamente à indicação da próstata, a dose média é de 8 mSv e o desvio padrão é de 1 mSv, demonstrando uma dispersão reduzida dos valores obtidos. Os valores oscilaram entre 5 mSv e 12,30 mSv (mínimo e máximo, respetivamente). A mediana é de 8,30 mSv, e o intervalo interquartil engloba desde 7,80 mSv (P25) até 9 mSv (P75), sendo este um intervalo relativamente curto, o que demonstra que os dados desta indicação possuem uma dispersão reduzida.

Na indicação clínica de cabeça e pescoço, a média registada foi de 3 mSv, e o desvio padrão foi de 1 mSv. O valor mínimo obtido é 2 mSv e o máximo é 4,30 mSv. Sabe-se que 50% dos resultados encontram-se compreendidos entre o primeiro quartil (P25), correspondente a 2 mSv, e o terceiro quartil (P75), equivalente a 3,30 mSv, sendo a mediana de 2,30 mSv.

Por fim, a indicação clínica de SNC, exhibe a menor média das doses efetivas. A média obtida é de 1 mSv, com o desvio padrão de 0,30 mSv. O valor mínimo corresponde a 0,50 mSv, sendo que o máximo é 1,50 mSv. Metade dos valores encontra-se reunidos entre o P25 e o P75, que corresponde a 1 mSv e 1,30 mSv, respetivamente, e a mediana corresponde a 1,20 mSv, o que mostra uma baixa variabilidade das doses nesta indicação.

Outro método utilizado para estimar a dose efetiva (mSv) consiste em multiplicar os valores de *DLP*, obtidos a partir do relatório de dose do equipamento de TC, pelo coeficiente de conversão específico de cada região anatómica. Na Figura 20 encontram-se representadas, para cada indicação clínica analisada, as seguintes medidas estatísticas destes valores de dose efetiva: média, desvio padrão, valores mínimo e máximo, bem como os P25, P75, e a mediana. Para consulta completa dos valores, ver Tabela 23 nos anexos.

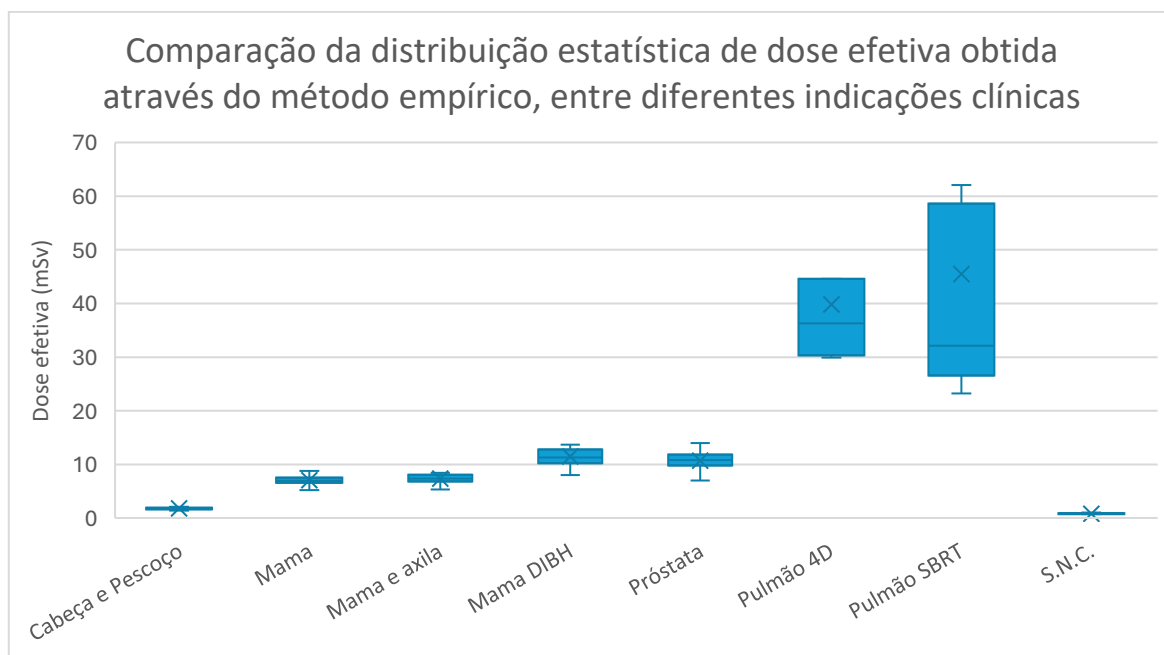


Figura 20. Comparação da distribuição estatística de dose efetiva calculada a partir do *DLP* e dos coeficientes de conversão, entre diferentes indicações clínicas.

Assim como foi verificado no método baseado no *software* NCICT, a indicação clínica de pulmão *SBRT* destaca-se novamente com o valor médio mais elevado, nomeadamente 46 mSv, acompanhado de um desvio padrão de 29,30 mSv. Os valores extremos variam entre 23,20 mSv e a 110,60 mSv. O P25 iguala-se a 29,10 mSv, a mediana a 32,2 mSv, e o P75 a 51,60 mSv.

Em seguida, a indicação de pulmão 4D revela uma média de 40 mSv e um desvio padrão de 12,90 mSv. Os valores mínimo e máximo são, respetivamente, 29,90 mSv e 66,70 mSv. O intervalo interquartil localiza-se em 31,30 mSv (P25) e a 41,60 mSv (P75), e a mediana situa-se nos 36,30 mSv.

No caso da mama *DIBH*, a média observada é de 11 mSv, com um desvio padrão de 1,60 mSv. Os dados variam entre um mínimo de 8 mSv e um máximo de 13,70 mSv. Verifica-se

que a distribuição interquartil se encontra com o P25 a 10,20 mSv, a mediana com 11,30 mSv, e o P75 com 12,70 mSv.

Sobre a indicação clínica de próstata, esta apresenta igualmente uma média de 11 mSv, com um desvio padrão ligeiramente superior (1,70 mSv). Já o valor mínimo observado é de 7 mSv e o máximo é de 14 mSv. Os percentis 25 e 75 constata-se em 9,90 mSv e em 11,80 mSv, respetivamente, e a mediana foi calculada em 10,80 mSv.

A indicação de mama e axila exibe uma média de 7 mSv, com um desvio padrão reduzido, de 0,80 mSv. Os valores extremos demonstrados foram 5,30 mSv e 8,40 mSv. O intervalo entre quartis localiza-se entre 7 mSv e 8 mSv (P25 e P75, respetivamente), sendo a mediana de 7,4 mSv.

De forma semelhante, na indicação da mama, verifica-se que a média e o desvio padrão observados são igualmente 7 mSv e 0,90 mSv, respetivamente. O valor mais inferior registado foi de 5,20 mSv e o mais elevado foi de 8,80 mSv. A nível dos percentis, o P25 equivale a 6,60 mSv, a mediana a 7 mSv e o P75 a 7,50 mSv.

É com a indicação clínica de cabeça e pescoço que a média das doses efetivas atingiu os 2 mSv, com o desvio padrão de 0,20 mSv. Os valores extremos variaram entre 1,40 mSv e 2,10 mSv. O intervalo interquartil iguala-se a 1,60 mSv (P25) e a 1,90 mSv (P75), com a mediana situada em 1,80 mSv.

Verifica-se, novamente, a indicação clínica de SNC com a menor média de doses efetivas. A média foi de 1mSv, e o seu desvio padrão é de apenas 0,10 mSv. O seu valor mínimo observado é de 0,70 mSv e o seu máximo é de 1 mSv. O seu intervalo interquartil é reduzido, sendo que o P25 se encontra nos 0,70 mSv, o P75 nos 0,90 mSv e a mediana nos 0,80 mSv.

4.3. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose

Na seguinte Tabela 7 apresenta-se os valores correspondentes ao P50 e P75 dos descritores de dose, $CTDI_{vol}$ e de DLP , calculados para cada indicação clínica avaliada no âmbito do planeamento de RT por TC. Estes valores foram determinados com base na distribuição das doses observadas nos exames analisados, com o objetivo de servirem como valores típicos de dose para a otimização dos níveis de exposição. Nesta tabela estão incluídos os valores de DLP estimados pelo *software* NCICT (DLP NCICT) e os obtidos diretamente a partir do relatório de dose fornecido pelo equipamento de TC (DLP TC).

Tabela 7. Valores de P50 e P75 de $CTDI_{vol}$ e DLP para as indicações clínicas estudadas, no contexto de TC de planeamento de RT.

Descritor de dose de TC	Cabeça e Pescoço	Sistema Nervoso Central	Pulmão 4D	Pulmão SBRT	Mama	Mama e axila	Mama DIBH	Próstata
$CTDI_{vol}$ (mGy) P50 e P75	12,90 13	11,60 11,60	30,70 38	39,90 62,10	13,10 13,10	13 13,10	10,60 10,70	15,10 15,30
DLP -NCICT (mGy.cm) P50 e P75	550,10 586,80	372,20 400,50	2760,90 3736,90	3322,50 6325	479,10 517,20	509,70 555,50	756,70 862,60	691,40 756,20
DLP – TC (mGy.cm) P50 E P75	567 604	383 413	2423 2771	2141 3440	496 534	526 572	809 908	717 789

4.4. Size Specific Dose Estimate

Através do NCICT foi possível calcular os valores de SSDE (mGy) e obter os valores médios, as medidas de dispersão e distribuição, tal como o desvio padrão, percentis e valores extremos, para as diferentes indicações clínicas. Os resultados evidenciam variações relevantes na exposição dos doentes à radiação, como é possível observar na Figura 21. Os dados analisados estão descritos também na Tabela 24, nos anexos.

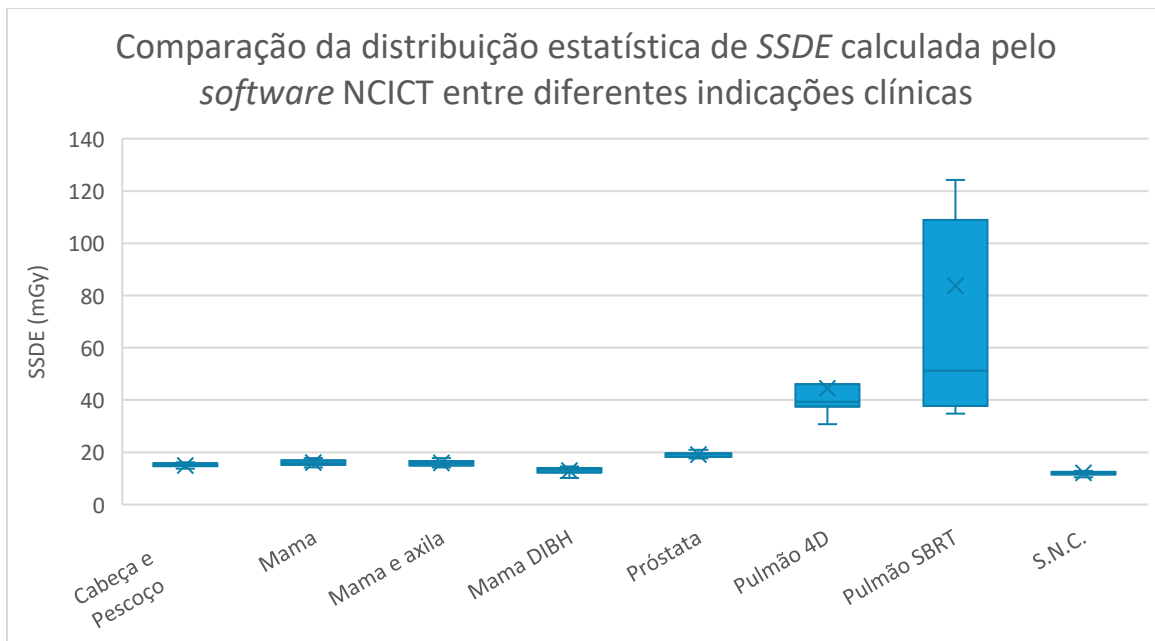


Figura 21. Comparação da distribuição estatística de SSDE (mGy) obtido através do NCICT entre diferentes indicações clínicas

A indicação clínica de pulmão SBRT apresenta os maiores valores de SSDE, com uma média de 84 mGy e um desvio padrão de 81 mGy, o que reflete uma grande variabilidade dos dados. Os valores variam entre 35 mGy (mínimo) e 269,50 mGy (máximo). O P25 observado foi de 38,10 mGy, a mediana é de 51,30 mGy e o P75 é de 78,20 mGy.

Em seguida, a indicação de pulmão 4D apresenta uma média de 44 mGy e um desvio padrão de 15 mGy. Analisa-se que o valor mínimo registado corresponde a 31 mGy, enquanto o valor máximo equivale a 75,70 mGy. O P25 ficou em 37,80 mGy a mediana em 39,30 mGy, e o P75 em 45,10 mGy.

Os valores médios de SSDE observados na indicação clínica da próstata equivalem a 19 mGy e apresentam baixa dispersão, pois o desvio padrão corresponde a 2 mGy. Verificou-se a oscilação de valores entre 14 mGy e 28,30 mGy. O P25 iguala-se a 18,60 mGy, a mediana a 19,30 mGy e o P75 a 19,60 mGy.

Os exames com indicação clínica de mama e axila apresentam uma média de 16 mGy e um desvio padrão de 1 mGy. O valor mínimo desta indicação corresponde a 14 mGy e o máximo a 17,70 mGy. Os quartis mostram que o P25 registado foi de 15,30 mGy, a mediana é de 15,90 mGy e o P75 é de 16,60 mGy.

Analisando os resultados da indicação clínica de mama, a dose média registada é de 16 mGy, com um desvio padrão de 1 mGy. Os valores variam entre o mínimo de 14 mGy e o máximo de 20,10 mGy. Verifica-se que o intervalo interquartil se encontra entre 15,20 mGy (P25) e 16,80 mGy (P75), e a mediana iguala-se a 15,80 mGy.

Com uma média de 15 mGy e um desvio padrão de 1 mGy, a indicação clínica de cabeça e pescoço apresentou uma faixa de valores entre 10 mGy e 16,20 mGy (mínimo e máximo). Constata-se que o P25 equivale a 14,70 mGy, o P75 a 15,80 mGy, e a mediana iguala-se a 15,10 mGy.

Na indicação de mama *DIBH*, a média observada é um pouco mais baixa, nomeadamente 13 mGy e verifica-se um desvio padrão de 1 mGy. Os valores oscilam entre um mínimo de 10 mGy e um máximo de 14,60 mGy. Já o intervalo interquartil reúne valores entre 12,40 mGy (P25) e 13,60 mGy (P75), cuja mediana encontra-se a 13,30 mGy.

Por fim, os exames da indicação clínica de SNC apresentam os menores valores de *SSDE*, com uma média equivalente a 12 mGy e um desvio padrão de 1 mGy. O intervalo de valores situa-se entre 10 mGy e 14,80 mGy. Registou-se que o P25 é de 11,60 mGy, a mediana de 12,20 mGy e o P75 de 12,50 mGy, apresentando uma distribuição simétrica e controlada.

A Figura 22 apresenta os resultados estatísticos do *SSDE* (mGy) para as diferentes indicações clínicas. Os resultados de *SSDE* foram estimados a partir do diâmetro efetivo e da aplicação de fatores de conversão, conforme os fantasmas de *PMMA* de 16 ou 32 cm de diâmetro, de acordo com as orientações do relatório nº204 da *AAPM* (American Association of Physicists in Medicine, 2011). A Tabela 25, nos anexos, contém os valores correspondentes de forma detalhada.

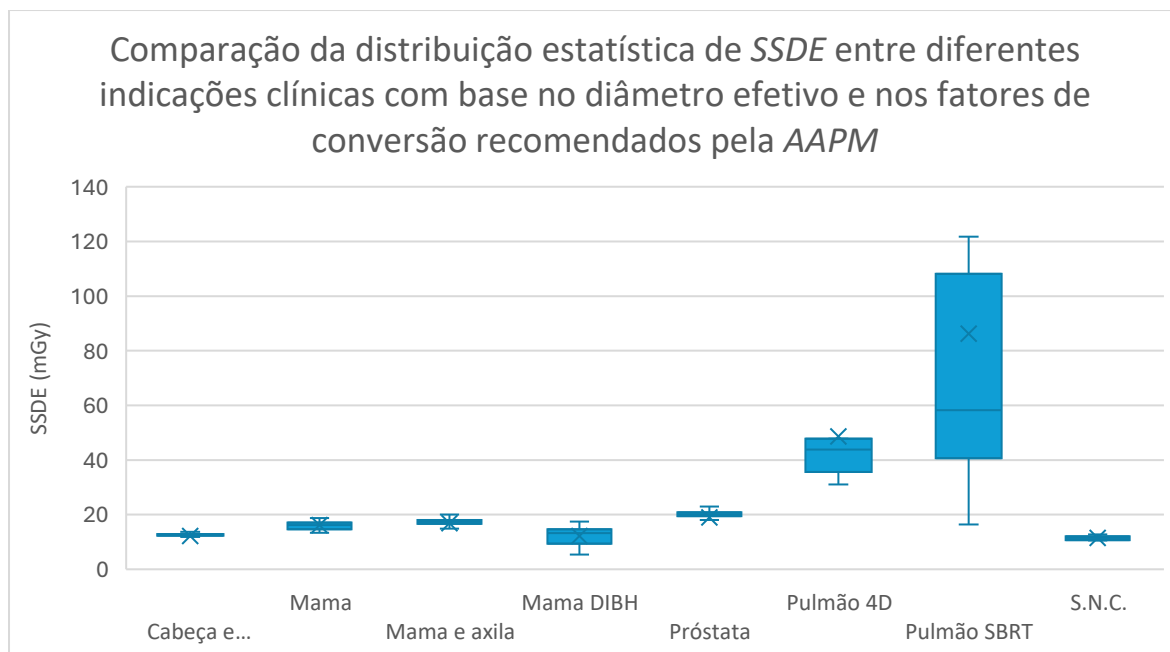


Figura 22. Comparação da distribuição de SSDE (mGy) determinado, entre diferentes indicações clínicas com base no diâmetro efetivo e nos fatores de conversão recomendados pela AAPM (American Association of Physicists in Medicine, 2011).

Por ordem, a indicação clínica que dispõem a maior média de SSDE é o pulmão SBRT, com 86 mGy. O desvio padrão é de 85 mGy, com valores mínimos de 16 mGy e máximos de 283,30 mGy. A nível do intervalo interquartil, este localiza-se a 44,30 mGy no P25, e a 81 mGy no P75, sendo a mediana de 58 mGy.

Segue-se a indicação de pulmão 4D, com uma média de 49 mGy, e desvio padrão de 21 mGy. Os valores extremos variam entre 31 mGy e 93,70 mGy. O primeiro quartil (P25) iguala-se a 38,50 mGy, a mediana a 44 mGy, e o terceiro quartil (P75) a 47,50 mGy.

Na indicação clínica de próstata, foi registada uma média de 19 mGy e desvio padrão de 5 mGy. O valor mais alto documentado foi 27,10 mGy e o mais baixo foi 7 mGy. Tem-se que 19,50 mGy equivale ao P25, 20 mGy à mediana, e 20,80 mGy ao P75.

Para mama e axila, a média é de 17 mGy, com desvio padrão de 3 mGy. Os valores extremos variaram entre 7 mGy e 20 mGy. A nível dos intervalos interquartis, estes encontram-se em 16,90 mGy (P25) e em 18 mGy (P75), já a mediana localiza-se a 17 mGy.

Na indicação de mama, a média é 16 mGy e o desvio padrão é 2 mGy. O mínimo registado corresponde a 13 mGy e o máximo a 24,10 mGy. Observou-se que a mediana resultou em 16 mGy, o P25 a 14,80 mGy, e o P75 a 16,70 mGy.

A indicação mama *DIBH* define-se com uma média de 12 mGy e desvio padrão de 4 mGy. O extremo inferior destes resultados equivale a 5 mGy e o superior a 17,50 mGy. Registou-se 11,80 mGy como P25, 13 mGy como mediana e 14,50 mGy como P75.

Com valores médios semelhantes à indicação clínica de mama *DIBH*, a indicação de cabeça e pescoço também apresenta uma média de 12 mGy, já o desvio padrão resultante é de 2 mGy. Constatou-se um valor mínimo de 6 mGy e um máximo de 15,70 mGy. O intervalo interquartil localiza-se entre 12,40 mGy (P25) e 12,80 mGy (P75), com mediana de 13 mGy.

Novamente, a indicação de SNC apresentou o menor registo médio de *SSDE*, com uma média de 11 mGy e desvio padrão de 2 mGy. Os valores oscilam entre 7 mGy e 14,90 mGy. O P25 é de 10,80 mGy, a mediana de 12 mGy, e o P75 é de 11,80 mGy.

5. Discussão

5.1. Avaliação das Doses nos Órgãos e da Dose Efetiva

Nas tabelas que se seguem, apresentam-se os valores médios das doses absorvidas pelos órgãos obtidos no presente estudo, bem como dados comparativos de outros autores, e também, os cálculos da dose efetiva para cada uma das indicações clínicas analisadas.

Para a determinação da dose efetiva, aplicaram-se os fatores de ponderação tecidual (w_T), definidos pela (ICRP, 2007b) a cada um dos órgãos considerados. Em seguida, a dose média absorvida por órgão (D_T), determinada neste estudo, foi multiplicada pelo respectivo w_T . Os valores resultantes deste cálculo encontram-se discriminados na última coluna das Tabelas 8, 9, 10, 11 e 12. Por fim, a dose efetiva total por indicação clínica foi, então, obtida através da soma desses valores parciais. No contexto da TC, a ICRP recomenda que o valor de w_R adotado seja igual a 1 (ICRP, 2007b).

5.1.1. Doses nos Órgãos

Na Tabela 8 apresentam-se os valores médios de dose absorvida em determinados órgãos, durante exames de TC de planejamento de RT de cabeça e pescoço. Até onde foi possível apurar, não existem muitos estudos publicados sobre doses absorvidas nos órgãos em exames de TC de planejamento de RT para esta região anatômica. Uma pesquisa aprofundada da literatura relevante identificou apenas um artigo relacionado com a temática. Os resultados obtidos neste trabalho são então comparados com os valores reportados para exames de TC de diagnóstico no estudo de (Kamrani et al., 2023).

Tabela 8. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respectivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planejamento de RT da cabeça e pescoço.

Cabeça e pescoço	(Kamrani et al., 2023)	Este estudo (2025)	w_T (ICRP, 2007b)	Dose efetiva (mSv) (ICRP, 2007b)
Tecido ou órgão	D_T (mGy) Média	D_T (mGy) Média \pm desvio padrão	w_T	$D_T \times w_T$
Cérebro	53,30	8,80 \pm 0,90	0,01	\approx 0,09
Glândula pituitária	-	7,60 \pm 0,90	-	-
Cristalino	30,02	11,20 \pm 0,80	-	-

Globo ocular	-	10,50 ± 0,90	-	-
Glândulas salivares	22,30	11,60 ± 0,30	0,01	≈ 0,12
Cavidade oral	6,75	9,80 ± 1,30	*	
Medula espinhal	-	4,40 ± 1	-	-
Tiróide	2,53	13,60 ± 0,60	0,04	≈ 0,54
Esófago	1,69	5,10 ± 1,4	0,04	≈ 0,20
Traqueia	-	8,40 ± 0,70	-	-
Timo	0,73	8,20 ± 0,80	*	
Pulmões	0,57	5,60 ± 1,80	0,12	≈ 0,67

*Tecido classificado como “tecidos remanescentes” pela (ICRP, 2007b). O valor de w_T iguala-se a 0,12 e aplica-se a este grupo como um todo, usando a média aritmética das doses absorvidas desses tecidos.

Os valores do cérebro, do cristalino e das glândulas salivares registados por (Kamrani et al., 2023) mostram ser muito mais altos, em comparação com os analisados no presente estudo. As doses de (Kamrani et al., 2023) registadas na cavidade oral, na tiróide, no esófago, nos pulmões e no timo são inferiores em comparação com os analisados no presente estudo. Isto pode ocorrer por serem utilizadas diferentes áreas de aquisição nos exames de TC de planeamento, além de outros parâmetros de aquisição.

Adicionalmente, analisaram-se os fatores de ponderação tecidual, a cada órgão, recomendados pela ICRP (ICRP, 2007b), o que permitiu calcular a contribuição ponderada de cada tecido para a dose efetiva total. Os pulmões absorveram uma dose moderada (5,60 mGy) e apresentam um w_T elevado (0,12), e das maiores contribuições para a dose efetiva. A tiroide é o órgão com a maior dose absorvida (13,60 mGy), o esófago apresenta uma dose moderada (5,10 mGy), e ambos possuem uma radiosensibilidade moderada ($w_T = 0,04$). As glândulas salivares e o cérebro são estruturas pouco radiosensíveis ($w_T = 0,01$), apesar de receberem doses relevantes, o que acabou por atenuar o seu impacto na dose efetiva final. A cavidade oral e o timo, por serem considerados pela ICRP como tecidos remanescentes, apresentam um w_T de 0,12 e, em conjunto, contribuiriam com 1,08mSv para a dose efetiva. Com isto, a dose efetiva média estimada para os doentes submetidos a TC de planeamento da região de cabeça e pescoço é de aproximadamente 2,70 mSv.

A Tabela 9, apresenta os valores médios de dose absorvida em diferentes órgãos durante os exames de TC de planeamento direcionados ao SNC, realizados no âmbito deste estudo.

Apenas um artigo pertinente foi identificado após uma revisão da literatura. Os resultados obtidos foram comparados com os dados do estudo de (Pyone et al., 2016). Também se aplicaram os fatores de ponderação tecidual recomendados pela *ICRP* (ICRP, 2007b), para o cálculo de dose efetiva.

Tabela 9. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respectivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planejamento de RT do SNC.

SNC	(Pyone et al., 2016)	Este estudo (2025)	w_T (ICRP, 2007b)	Dose efetiva (mSv) (ICRP, 2007b)
Tecido ou órgão	D_T (mGy) Média	D_T (mGy) Média \pm desvio padrão	-	$D_T \times w_T$
Cérebro	19	7,90 \pm 0,90	0,01	\approx 0,08
Glândula pituitária	-	6,90 \pm 0,90	-	-
Cristalino	-	10,40 \pm 1,10	-	-
Globo ocular	-	9,70 \pm 1	-	-
Glândulas salivares	19	10,30 \pm 0,70	0,01	\approx 0,10
Cavidade oral	-	9 \pm 1,20	*	
Medula espinhal	-	2,90 \pm 0,90	-	-
Tiróide	29	10,20 \pm 3,30	0,04	\approx 0,41

* Estes valores seguem a mesma explicação apresentada na Tabela 8.

Os valores resultantes no presente estudo são inferiores aos analisados no estudo de (Pyone et al., 2016), sendo a tiróide o órgão com a maior diferença. Estas diferenças ocorrem porque, apesar de se tratar de TC de planejamento de RT, os parâmetros de aquisição utilizados para as aquisições das imagens, nos dois estudos são distintos.

A tiroide é um dos órgãos com a maior média de dose (10,20 mGy), e apresenta uma grande contribuição ponderada para a dose efetiva, pois a sua radiosensibilidade é moderada ($w_T=0,04$). As glândulas salivares e o cérebro apresentam doses absorvidas moderadas

(10,30 mGy e 7,90 mGy, respetivamente), mas com um fator de ponderação mais baixo (0,01). De acordo com a (ICRP, 2007b), a cavidade oral é classificada como tecido remanescente e a sua contribuição para a dose efetiva é de 1,08 mSv. Os restante órgãos tabelados não possuem um valor de w_T atribuído para efeitos de cálculo da dose efetiva, de acordo com a ICRP (ICRP, 2007b). A dose efetiva média estimada para os exames de TC de planeamento de RT de SNC, com base nos órgãos ponderados foi de aproximadamente 1,67 mSv.

Na seguinte Tabela 10, são resumidos os valores médios de dose absorvida por diversos órgãos durante as aquisições de TC de planeamento do pulmão. Incluem-se, lado a lado, os valores publicados por (Pyone et al., 2016), (Yang et al., 2018), (Savanović et al., 2021) e (Derikvand et al., 2023). Ao aplicar os fatores de ponderação tecidual da ICRP (2007) (ICRP, 2007b) foi possível estimar a contribuição de cada órgão para a dose efetiva total.

Tabela 10. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respetivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planeamento de RT de pulmão e de tórax.

Pulmão	(Pyone et al., 2016)	(Yang et al., 2018)	(Savanović et al., 2021)	(Derikvand et al., 2023)	Este estudo (2025)	w_T (ICRP, 2007b)	Dose efetiva (mSv) (ICRP, 2007b)			
Tecido ou órgão	D_T (mGy) Média	D_T (mGy) Média ± desvio padrão	D_T (mGy) Média	D_T (mGy) Média ± desvio padrão	Média	$D_T \times w_T$				
	Tórax 3D-TC	3D-TC 4D-TC	3D-TC 4D-TC	Pulmão 4D Pulmão SBRT	w_T	Pulmão 4D Pulmão SBRT				
Cavidade oral	-	-	-	-	77,20 ± 17,20	70,80 ± 30,50	*			
Medula espinhal	-	0,74 ± 0,21	9,72 ± 2,54	11,54 ± 3,05	-	72,40 ± 23,70	113,50 ± 76,50			
Tiróide	18	-	-	-	3	154,20 ± 59,60	266,60 ± 231,50	0,04	≈ 6,17	≈ 10,66

Esófago	34	0,79 ± 0,24	10,3 7 ± 3,13	21,08 ± 4,30	20	87,20 ± 29,80	154,90 ± 133,30	0,04	≈ 3,49	≈ 6,20
Traquei a	-	0,85 ± 0,34	11,8 4 ± 3,22	- -	- -	101,70 ± 35,70	176,40 ± 154,70	-	-	-
Timo	34	-	-	-	-	100,30 ± 36,70	181,90 ± 163,40	*		
Pulmões	31	0,71 ± 0,24	9,46 ± 2,44	29,02 ± 5,40	19	93,50 ± 30,10	175,30 ± 157,90	0,12	11,22	≈ 21,04
Parede cardíaca	-	0,80 ± 0,25	10,3 0 ± 3,03	29,40 ± 5,76	18,50	92,50 ± 28,70	173,10 ± 151,30	*		
Mama	24	-	-	-	14**	88,50 ± 21,50	154 ± 125,30	0,12	10,62	18,48
Fígado	13	-	-	-	16,50	80,20 ± 26,10	143,10 ± 113,10	0,04	≈ 3,21	≈ 5,72
Parede gástrica	9,20	-	-	-	16,50	73 ± 25,50	128,70 ± 96,80	0,12	8,76	≈ 15,44
Baço	-	-	-	-	-	90 ± 31,80	144,40 ± 107,60	*		

* Estes valores seguem a mesma explicação apresentada na Tabela 8.

**Valor somente para mulheres.

Ao comparar os resultados do presente estudo com os resultados dos outros autores, (Pyone et al., 2016), (Yang et al., 2018), (Savanović et al., 2021) e (Derikvand et al., 2023), percebe-se doses muito mais elevadas, sobretudo nas aquisições com a técnica SBRT. Para os pulmões registou-se 175,30 mGy, valor muito superior aos observados nos restantes estudos de (Pyone et al., 2016), (Yang et al., 2018), (Savanović et al., 2021) e (Derikvand et al., 2023). O mesmo se passa com a tiróide, a média de dose absorvida é 266,60 mGy, quase 15 vezes superior ao valor reportado por (Pyone et al., 2016), e cerca 89 vezes superior ao registado por (Derikvand et al., 2023). Em todos os órgãos comparáveis com os estudos em

análise, os resultados do presente estudo são superiores, tanto para pulmão 4D como para *SBRT*, sendo a diferença mais acentuada na técnica de *SBRT*, pois trata-se de uma técnica mais complexa. Estes resultados são expectáveis, pois a maioria dos autores reportaram valores provenientes de técnicas 3D. Perante estes resultados, reforça-se a necessidade de implementar estratégias de otimização para as TC de planeamento, de modo a diminuir as doses nos tecidos radiosensíveis.

Os pulmões, a mama e a parede gástrica possuem o w_T elevado (0,12) e doses absorvidas igualmente altas, sendo, por isso, grandes contribuintes para a dose efetiva destas indicações clínicas. A tiróide, o esófago e o fígado apresentam médias de dose absorvida também elevadas, mas com sensibilidade moderada (0,04). Na indicação clínica de pulmão 4D, os tecidos incluídos no grupo de tecidos remanescentes, como a cavidade oral, o timo, a parede cardíaca e o baço, contribuíram com 10,80 mSv para a dose efetiva total, que foi de 54,27 mSv. Para a indicação clínica de pulmão *SBRT*, esses mesmos tecidos contribuíram com 17,11 mSv para a dose efetiva total, que totalizou em 94,65 mSv. A dose efetiva média obtida para *SBRT* foi quase o dobro daquela calculada para pulmão 4D, o que reflete o maior grau de exposição envolvido neste tipo de aquisições.

Exames de TC de pulmão com técnica 4D e *SBRT* resultam em altas doses absorvidas pelos órgãos e, conseqüentemente, doses efetivas mais altas em comparação com as restantes técnicas em análise.

Na Tabela 11 são apresentados os valores médios de dose absorvida em diversos órgãos durante os exames de TC de planeamento de RT da mama, incluindo a mama isolada, mama com axila, e a mama *DIBH*. Uma análise atenta das fontes disponíveis revelou a existência de um único estudo relacionado. São também incluídos os valores registado na análise de (Harrison et al., 2007). Estimou-se o contributo de cada órgão para a dose efetiva total, com base nos w_T (ICRP, 2007b).

Tabela 11. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respectivas contribuições para a dose efetiva, em exames de TC de planejamento de RT de mama, mama e axila, mama DIBH.

Mama	(Harrison et al., 2007)	Este estudo (2025)			w_T (ICRP, 2007b)	Dose efetiva (mSv) (ICRP, 2007b)		
Tecido ou órgão	D _T (mGy) Média	D _T (mGy) Média ± desvio padrão			-	D _T × w _T		
	-	Mama	Mama e axila	Mama DIBH	-	Mama	Mama e axila	Mama DIBH
Glândulas salivares	-	11,60 ± 5	14,20 ± 5,30	15,60 ± 7,80	0,01	≈ 0,12	≈ 0,14	≈ 0,16
Tiróide	21,60	27 ± 1,80	27,70 ± 2,20	42,70 ± 5	0,04	≈ 1,08	≈ 1,11	≈ 1,71
Traqueia	-	17,70 ± 1,30	18 ± 1,20	28,50 ± 2,80	-	-	-	-
Esófago	13,40	15,40 ± 1,40	15,80 ± 1,20	25,10 ± 2,50	0,04	≈ 0,62	≈ 0,63	≈ 1
Timo	11,90	18 ± 1,30	18,40 ± 1,30	29,10 ± 2,90	*			
Medula espinhal	-	12,20 ± 2	13,60 ± 2,10	19,70 ± 3,90	-	-	-	-
Parede cardíaca	-	16,70 ± 1,50	16,90 ± 1,30	27 ± 2,70	*			
Pulmões	12,60	17,10 ± 1,40	17,30 ± 1,10	27,70 ± 2,70	0,12	≈ 2,05	≈ 2,08	≈ 3,32
Mama	12	14,40 ± 1,60	14,50 ± 1,40	22,90 ± 2,80	0,12	≈ 1,73	≈ 1,74	≈ 2,75
Fígado	11,50	14,20 ± 2,20	15,60 ± 2,20	23,50 ± 4,60	0,04	≈ 0,57	≈ 0,62	≈ 0,94
Parede Gástrica	10,50	13 ± 2,80	14,70 ± 3,10	21,60 ± 5,70	0,12	≈ 1,56	≈ 1,76	≈ 2,59
Baço	12,10	15,50 ± 2,70	16,90 ± 2,80	24,90 ± 6,50	*			

* Estes valores seguem a mesma explicação apresentada na Tabela 8.

Os valores obtidos neste estudo, comparados com (Harrison et al., 2007), demonstram uma tendência consistente para doses mais elevadas nos órgãos analisados, especialmente na

indicação clínica de mama *DIBH*. Por exemplo, a tiróide recebeu, em média, 42,70 mGy, na mama *DIBH*, face 27,70 mGy na mama com axila e a 27 mGy na mama isolada, e apenas 21,60 mGy no estudo de (Harrison et al., 2007). Também o esófago e os pulmões, na técnica *DIBH*, apresentam 25,10 mGy e 27,70 mGy, respetivamente, o que supera os valores de 13,40 mGy e 12,60 mGy registados por (Harrison et al., 2007).

Os pulmões, a mama e a parede gástrica apresentam valores significativos de doses absorvidas nos órgãos, e possuem um grande impacto na dose efetiva, devido ao elevado fator de ponderação tecidual ($w_T=0,12$). Na técnica *DIBH*, os pulmões contribuíram com 3,32 mSv, a mama com 2,75 mSv e a parede gástrica com 2,59 mSv. Embora a tiróide e o esófago apresentem um w_T inferior (0,04), absorveram doses suficientemente altas para influenciar de forma relevante as doses efetivas, 1,71 e 1 mSv, respetivamente. As glândulas salivares, com um w_T de apenas 0,01, têm menos influência na dose efetiva, apesar das doses absorvidas nestes órgãos não serem desprezáveis. Os tecidos remanescentes, sendo estes o timo, o baço e a parede cardíaca, contribuíram com 2,01 mSv, 2,09 mSv e 3,24 mSv para a dose efetiva total nas indicações clínicas de mama, mama e axila e mama *DIBH*, respetivamente. Os valores totais da dose efetiva foram de 9,73 mSv para a indicação clínica da mama, da mama e axila corresponde a 10,17 mSv, e da mama *DIBH* iguala-se a 15,71 mSv.

Estes resultados realçam a importância de adaptar os protocolos às características anatómicas individuais dos doentes, e implementar estratégias de otimização de dose que reduzam a exposição de órgãos de risco.

Por fim, a Tabela 12 é relativa aos valores médios de dose absorvida em vários órgãos durante a TC de planeamento de RT da próstata. A literatura consultada revelou escassez de estudos, sendo localizados apenas um artigo relevante. Foram então incluídos os dados obtidos de (Pyone et al., 2016), e realizou-se uma comparação direta entre estes resultados e os obtidos no presente estudo. Também se aplicaram-se os w_T para estimar a contribuição de cada órgão para a dose efetiva.

Tabela 12. Doses absorvidas pelos órgãos (mGy) e respectivas contribuições para a dose efetiva, em exames de próstata.

Próstata	(Pyone et al., 2016)	Este estudo (2025)	w_T (ICRP, 2007b)	Dose efetiva (mSv) (ICRP, 2007b)
Tecido ou órgão	D _T (mGy) Média	D _T (mGy) Média ± desvio padrão	-	D _T × w _T
Rins	-	16,20 ± 3,50	*	
Intestino delgado	-	16,50 ± 1,90	*	
Cólon	16	18,90 ± 2,70	0,12	≈ 2,27
Reto-sigmoide	-	16 ± 1,80	-	-
Bexiga	31	17 ± 2	0,04	≈ 0,68
Próstata	-	18,20 ± 2,90	*	
Testículos	28	26,80 ± 3,10	0,08	≈ 2,14

* Estes valores seguem a mesma explicação apresentada na Tabela 8.

Ao comparar os resultados deste estudo com os apresentados por (Pyone et al., 2016), verifica-se que no geral, os valores são próximos, mas com algumas diferenças notórias. No caso da bexiga, as doses observadas são inferiores neste estudo em relação ao estudo de (Pyone et al., 2016), nomeadamente, 17 mGy e 31 mGy, respetivamente. A dose observada nos testículos são semelhantes nos estudos, com 26,80 mGy e 28 mGy, no presente estudo e no estudo de (Pyone et al., 2016), respetivamente. Já no caso do cólon, neste estudo a dose verificada é superior, com 18,90 mGy, em comparação a 16 mGy de (Pyone et al., 2016).

A nível da dose efetiva, o órgão com o w_T elevado (0,12) é o cólon, contribuindo com 2,27 mSv. Os testículos também apresentam um w_T elevado, de 0,08, e a sua contribuição para a dose efetiva é de 2,14 mSv, o que reflete a magnitude da dose absorvida nestes órgãos. A bexiga é representada por uma radiosensibilidade moderada, de 0,04, e contribui com 0,68 mSv. As restantes estruturas, como os rins, o intestino delgado e a próstata, são consideradas tecidos remanescentes e contribuíram com 2,04 mSv para a dose efetiva total. Para esta indicação clínica, a dose efetiva total estimada é de 7,13 mSv.

5.1.2. Dose Efetiva

Como anteriormente mencionado, a dose efetiva é útil na comparação dos efeitos biológicos associados a diversas técnicas de imagem médica. Embora não haja um consenso sobre a adequação do *DLP* e o *CTDI_{vol}* como quantificadores de dose absorvida, verifica-se uma relação linear entre o *DLP* e a dose efetiva, bem como entre a dose efetiva e o risco estocástico. Com isto, o *DLP* poderá ser utilizado como referência para comparar os efeitos estocásticos entre os exames (Clerkin et al., 2018).

A Tabela 13 compara os valores de dose efetiva obtidos para diferentes regiões anatómicas em exames de TC de planeamento de RT neste estudo, utilizando dois métodos de cálculo. Um dos métodos é o método empírico, obtido através do coeficiente de conversão, com recurso à fórmula 8 ($E = DLP \times k$), apresentado na penúltima coluna, e o outro é o método manual, que recorre à wT e utiliza a fórmula 7 ($E = \sum_T w_T \times D_T$) cujos resultados encontram-se na última coluna. De modo a realizar uma contextualização dos resultados, incluiu-se os resultados de outros autores, nomeadamente de (Harrison et al., 2007), (Pyone et al., 2016), (O’connor et al., 2016), (Sanklaa et al., 2017), (Clerkin et al., 2018), (Savanović et al., 2021) e (Derikvand et al., 2023).

Tabela 13. Comparação da dose efetiva por região anatómica em TC de planeamento de RT com outros estudos (mSv)

Região	(Harrison et al., 2007)	(Pyone et al., 2016)	(O’connor et al., 2016)	(Sanklaa et al., 2017)	(Clerkin et al., 2018)	(Savanović et al., 2021)	(Derikvand et al., 2023)	Este estudo (2025)	Dose efetiva (ICRP, 2007b)
---------------	-------------------------	----------------------	-------------------------	------------------------	------------------------	--------------------------	--------------------------	---------------------------	-----------------------------------

	Média							Média ± desvio padrão	
Cabeça e pescoço	-	-	-	-	4,02	-	-	2 ± 0,20	≈ 2,70
SNC	-	3,30	-	2,20	-	-	-	1 ± 0,10	≈ 1,67

Pulmão	Tórax x 3D TC	Tórax 3D TC	Tórax 3D TC	Tórax 3D TC	Pulmão 4D:	Pulmão SBRT:	Pulmão 4D: ≈	Pulmão SBRT: ≈			
	-	-	-	-	14,29 ± 2,43	10 ± 3	40 ± 12,90	46 ± 29,30	54,27	94,65	
Mama						Mam a:	Mam a e axila:	Ma ma: DIB H:	Ma ma: ≈ e axil	Ma ma DIB H: ≈	
	7,20	-	7,70	-	-	-	7 ± 0,90	7 ± 0,80	11 ± 1,6 0	9,73 a: ≈ 10, 17	15, 71
Próstata/ pelve	-	7,2 0	-	-	-	-	11 ± 1,70		≈ 7,13		

Na região de cabeça e pescoço, ambas as doses efetivas médias obtidas no presente estudo (método empírico e manual) são inferiores ao resultado de (Clerkin et al., 2018). Na indicação de SNC, observou-se valores de dose efetiva ainda mais reduzidos, e ambos inferiores às estimativas de (Pyone et al., 2016) e de (Sanklaa et al., 2017), o que sugere uma gestão eficiente da dose nesta região.

Para os exames de pulmão, os valores do presente estudo para pulmão 4D e SBRT calculados pelo método empírico são consideravelmente inferiores ao método manual. Os valores de pulmão 4D, obtidos com o método empírico, ao analisar face aos outros estudos, (Pyone et al., 2016), (Sanklaa et al., 2017) (Savanović et al., 2021) e (Derikvand et al., 2023), encontra-se acima destes, o mesmo verifica-se para o método manual. Para o pulmão SBRT, independentemente do método de cálculo, os parâmetros são superiores aos mesmos autores em questão. Estes resultados refletem a complexidade dos exames de 4D e o aumento da exposição associada aos planeamentos de SBRT.

Na mama, os valores de dose efetiva obtidos pelo método empírico, para a indicação de mama e de mama e axila, são coerentes com os valores registados na literatura de (Harrison et al., 2007) e (O’connor et al., 2016). Estas observações da literatura são superadas pelos resultados obtidos no presente estudo para a indicação de mama DIBH. Por outro lado, o

método manual revela estimativas superiores, para todas as indicações clínicas de mama, em comparação às descritas na literatura de (Harrison et al., 2007) e (O’connor et al., 2016).

Por fim, a próstata, a dose efetiva obtida com o método empírico apresenta resultados superiores à referência de (Pyone et al., 2016), e ao comparar com método manual verificamos que os valores estão conformes com a literatura. Esta diferença deve-se ao facto de o método empírico utilizar *k-factors* que não refletem as especificidades anatómicas de cada região, enquanto o método manual pondera a sensibilidade de cada órgão exposto. Ao comparar os nossos resultados com os valores de (Pyone et al., 2016), verificamos que os nosso registos variam um pouco.

As maiores discrepâncias de resultados, em relação à literatura, surgem nos exames mais complexos, como em 4D-TC e em *SBRT*, reforçando a importância de protocolos otimizados e da avaliação crítica das doses envolvidas no planeamento. O método manual fornece resultados mais específicos e anatomicamente realistas da exposição, ao considerar as ponderações de cada órgão envolvido (ICRP, 2007b). A comparação de diferentes tipos de cálculo de dose efetiva permite uma avaliação mais robusta das doses associadas à RT de planeamento.

5.2. Níveis de Referência de Diagnóstico e Valores Típicos de Dose

A Tabela 14 apresenta a comparação entre os valores típicos de dose (P50), obtidos neste estudo de diferentes indicações clínicas em TC de planeamento de RT, cujas amostras são superiores a 20 doentes, e os valores de NRD (P75) publicados por vários autores.

Os valores de *DLP*, utilizados para a comparação dos valores típicos de dose, foram obtidos a partir dos relatórios de dose emitidos pelo equipamento de TC. Esta abordagem foi adotada por estar alinhada com a metodologia utilizada por outros autores na definição dos NRD e dos valores típicos de dose nas suas análises. Além disso, o equipamento de TC em questão encontra-se com o controlo de qualidade atualizado, garantindo a confiabilidade dos valores de *DLP* e *CTDI_{vol}* calculados.

Na região da mama, em ambas as indicações clínicas, os valores de *CTDI_{vol}* obtidos no presente estudo são inferiores aos valores reportados por (Toroi et al., 2015), (O’connor et al., 2016) e (Božanić et al., 2022), e mais próximo dos valores reportados por (Guisantes et al., 2024), (Wood et al., 2018) e (Zalokar et al., 2020). O valor de *CTDI_{vol}*, apresentado pelo

autor (Toroi et al., 2015), corresponde a casos designados por “resection breast”, ou seja, à mama ressecada, identificada como alvo terapêutico. Por se referirem à região mamária, estes dados foram incluídos na análise por serem clinicamente representativos da região anatómica. A nível do *DLP*, os valores do presente estudo são superiores aos de (Wood et al., 2018), para ambas as indicações, e de (Guisantes et al., 2024), só para a indicação clínica de mama e axila, mantendo-se abaixo dos restantes estudos de (O’connor et al., 2016), (Zalokar et al., 2020) e (Božanić et al., 2022) . Esta comparação demonstra que, os resultados obtidos no presente estudo encontram-se de acordo com a prática recomendada e analisada com a literatura.

Para a região pélvica, o $CTDI_{vol}$ do presente estudo está próximo dos valores apresentados noutros estudos analisados, que apresentam valores deste descritor de dose, nomeadamente (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020), (Božanić et al., 2022) e (Guisantes et al., 2024), e um pouco abaixo dos valores de (Toroi et al., 2015). O *DLP* do deste estudo situa-se abaixo dos valores anotados por (Božanić et al., 2022), mas acima dos restantes resultados de (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020) e (Guisantes et al., 2024), o que pode refletir variações na extensão de aquisição, ou nos diferentes parâmetros de aquisição adotados por cada autor.

A nível da TC de cabeça e pescoço de planeamento, o $CTDI_{vol}$ do presente estudo apresenta valores inferiores aos estudos de (Toroi et al., 2015), (Clerkin et al., 2018), (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020) e (Božanić et al., 2022). O estudo de (Clerkin et al., 2018) apresenta dois valores de NRD, um referente à amostra irlandesa e outro à amostra europeia. Os autores propuseram valores de NRD nacionais para a Irlanda, com base em dados recolhidos em departamentos de RT do país, e valores de NRD europeus, a partir de um departamento europeu, de modo a possibilitar a comparação com os resultados do próprio estudo. Os resultados de *DLP* do presente estudo são também inferiores aos valores de referência dos autores em questão.

Por fim, na região do SNC, tanto os valores de $CTDI_{vol}$ como de *DLP* obtidos encontram-se substancialmente abaixo de todos os valores reportados por (Toroi et al., 2015), (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020) e (Božanić et al., 2022), o que sugere uma abordagem substancialmente conservadora nesta região anatómica.

Os resultados obtidos neste estudo mostram-se, de forma geral, inferiores ou alinhados com os valores de referência dos restantes autores, o que pode indicar boas práticas de otimização de doses nas aquisições de TC de planeamento analisadas. E variação de resultados observada, entre os diversos autores, evidencia que os valores de NRD não são limites rígidos, mas sim valores indicativos.

Tabela 14. Comparação dos valores típicos de dose (P50) face aos NRD (P75) nas aquisições de TC de planeamento de RT nas diferentes indicações clínicas com 20 ou mais doentes.

Região anatómica	Descritor de dose	(Toroi et al., 2015)	(O'connor et al., 2016)	(Clerkin et al., 2018)	(Wood et al., 2018)	(Zalokar et al., 2020)	(Božanić et al., 2022)	(Guisantes et al., 2024)	Este estudo (2025)
Mama	<i>CTDI_{vol}</i> (mGy)	24	26	-	10	13,30	16	12,60	Mama: 13,10
	<i>DLP</i> (mGy.cm)	-	732	-	390	606,60	731	511,90	Mama e axila: 13
									496
Próstata /pelve	<i>CTDI_{vol}</i> (mGy)	36	-	-	16	17,90	20	15,80	15,10
	<i>DLP</i> (mGy.cm)	-	-	-	570	677,10	1133	688,70	717

Cabeça e pescoço	<i>CTDI_{vol}</i> (mGy)	37	-	Amostra irlandesa	Amostra europeia	49	22,60	35	-	12,90
	<i>DLP</i> (mGy.cm)	-	-	21	21	2150	969,20	1444	-	567
				882	816					
SNC	<i>CTDI_{vol}</i> (mGy)	86	-	-	-	50	76,90	62	-	11,60
	<i>DLP</i> (mGy.cm)	-	-	-	-	1500	1942,40	1738	-	383

A seguinte Tabela 15 apresenta os valores medianos de $CTDI_{vol}$ e DLP , para as indicações clínicas com amostras inferiores a 20 doentes, permitindo uma comparação com os dados publicados por diversos autores. A análise dos valores típicos para amostras pequenas é útil para avaliar a consistência e adequação dos protocolos utilizados. Os resultados estão dispostos por região anatómica.

Tabela 15. Comparação dos valores típicos de dose baseados na mediana (P50) para as indicações clínicas com menos de 20 doentes.

Região anatómica	Descritor de dose	(Diklić et al., 2018)	(Wood et al., 2018)	(Zalokar et al., 2020)	(Božanić et al., 2022)	(Derikva nd et al., 2023)	(Guisantes et al., 2024)	Este estudo (2025)
Mama	$CTDI_{vol}$ (mGy)	7	8	10	8	-	11,81	Mama <i>DIBH</i> : 10,60
	DLP (mGy.cm)	287 ***	280	464	361	-	458,98	809
Pulmão / Tórax	$CTDI_{vol}$ (mGy)		Pulmão o 3D:	Pulmão o 4D:				Pulmão o 4D: Pulmão o
	DLP (mGy.cm)	9	10	36	12	9	12	-

***No estudo de (Diklić et al., 2018), a informação é referente a doentes que realizaram TC de planeamento no âmbito da RT mamária com técnica de campos tangenciais.

Para a TC de planeamento da mama com técnica *DIBH*, este estudo registou valores que se encontram acima dos reportados por outros autores ao nível do DLP , nomeadamente (Diklić et al., 2018), (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020), (Božanić et al., 2022) e (Guisantes et al., 2024). Esta diferença pode deve-se à extensão da área de varrimento utilizada na técnica *DIBH*, o que causa um aumento no DLP , pois os valores de $CTDI_{vol}$ são moderados e de acordo com a literatura destes autores referidos. Na indicação clínica de mama *DIBH*, referente ao presente estudo, realizam-se duas séries de aquisição de

imagens, uma em respiração livre e outra durante a inspiração profunda sustentada (técnica *DIBH*). Estas duas fases contribuem para o aumento do *DLP*, da dose efetiva e das doses absorvidas pelos órgãos. Quando comparada às demais indicações clínicas da mama, a mama *DIBH* apresenta os valores mais elevados para esses parâmetros.

No caso da TC torácica, os valores do presente estudo referentes à técnica de *SBRT* são superiores à técnica de 4D, a nível do $CTDI_{vol}$. Mas, ambos os valores de $CTDI_{vol}$ e *DLP* referentes à indicação de *SBRT* são significativamente mais altos aos observados com os protocolos 3D, como esperado, devido à complexidade técnica destas técnicas. Ao comparar com a literatura, os valores de pulmão 3D variam entre 9 mGy e 12 mGy de $CTDI_{vol}$ e entre 352 mGy.cm a 697 mGy.cm de *DLP* (Diklić et al., 2018), (Wood et al., 2018), (Zalokar et al., 2020), (Božanić et al., 2022) e (Derikvand et al., 2023). Em contraste, a indicação clínica de pulmão 4D, (Wood et al., 2018) reporta valores mais próximos aos deste estudo ao nível do $CTDI_{vol}$ com 36 mGy, e resultados um pouco inferiores de *DLP*, comparando com os nossos, 1170 de mGy.cm.

Os valores analisados para a indicação de pulmão *SBRT*, são consideravelmente superiores aos reportados na literatura, o que se justifica pelo facto de os autores apresentarem dados referentes à TC 3D. A diferença entre os valores de técnicas 3D e 4D é expectável e justificada, pois, de acordo com (Božanić et al., 2022) nos planeamentos de técnicas 4D são adquiridas várias imagens de vários ciclos respiratórios, sobre a mesma região anatómica, o que explica o aumento da dose total absorvida. A nível da indicação de *SBRT*, embora não tenham sido encontrados valores de referência diretamente comparáveis na literatura, os resultados do presente estudo confirmam a elevada carga radiológica associada a esta técnica, no entanto, a ausência de valores publicados impede uma comparação direta mais conclusiva.

O $CTDI_{vol}$ é particularmente mais elevado para a indicação de pulmão *SBRT*, constituindo o principal fator diferenciador em relação à indicação de pulmão 4D, uma vez que os parâmetros de aquisição dos protocolos deste estudo são tecnicamente idênticos. Esta diferença justifica os valores superiores de *DLP*, *SSDE*, dose efetiva e doses absorvidas nos órgãos, observados nos doentes incluídos na indicação clínica de pulmão *SBRT*, apresentados ao longo da dissertação.

Os NRD são muito importantes para obter a otimização das doses. À medida que a tecnologia evolui, torna-se importante rever periodicamente os NRD e os valores típicos de dose, idealmente todos os anos, ou continuamente, sobretudo quando são introduzidas novas técnicas, *softwares* ou equipamentos (Clerkin et al., 2018; Health Information and Quality Authority, 2023; O'connor et al., 2016).

Esperam-se diferenças nos valores dos NRD e dos valores típicos de dose entre diferentes países e departamentos. Estas diferenças devem-se à aplicação de protocolos de aquisição de imagem que variam entre si, e ao uso de equipamentos distintos, com modelos e tecnologias variadas (Clerkin et al., 2018; Foley et al., 2012). As diferenças entre equipamentos de TC podem refletir-se em vários aspetos técnicos, como a geometria do feixe, modo como os raios-X se dispersam, a filtragem e o número de filas de detetores, o que pode influenciar as doses administradas aos doentes (Foley et al., 2012). Adicionalmente, alguns parâmetros como a colimação, a utilização de modulação da corrente automática, o modo de aquisição de imagem (axial ou helicoidal), o comprimento de varrimento, assim como o pico de tensão e a corrente do tubo, afetam a dose administrada (Foley et al., 2012).

A utilização do P50 para estimar os valores típicos de dose neste estudo encontra-se em conformidade com a metodologia de todos os estudos mencionados no presente estudo, reforçando a validade de comparação.

5.3. Extensão de Aquisição das Imagens

A Tabela 16 apresenta a análise comparativa da extensão da aquisição (cm) utilizados nas TC de planeamento de RT, para diferentes indicações clínicas. Com a literatura é possível realizar uma comparação de modo a avaliar se os valores utilizados neste estudo se mantêm dentro dos valores habitualmente praticados noutras instituições.

Tabela 16. Análise comparativa da variação da extensão (cm) de aquisição das imagens de TC utilizadas no planejamento de RT, nas diferentes indicações clínicas avaliadas.

Extensão de aquisição	(O'connor et al., 2016)	(Pyone et al., 2016)	(Sankla et al., 2017)	(Clerkin et al., 2018)	(Diklić et al., 2018)	(Wood et al., 2018)	(Derikvand et al., 2023)	(Guisantes et al., 2024)	Este estudo (2025)		
Região Anatómica	Média (cm)		Mediana (cm)		Média (cm)	Média e mediana (cm)	Média ± desvio padrão (cm)				
Cabeça e pescoço	-	-	-	38,10	46,10	40	-	-	43 ± 4		
SNC	-	35,70	21,30	-	22,80	25	-	-	31 ± 4		
Pulmão	-	35,50	39,80	-	40,30	Pulmão 3D: 37	Pulmão 4D: 33	47	-	Pulmão 4D: 46 ± 16	Pulmão SBRT: 40 ± 9
Mama	37	-	-	-	40,90 ***	33	-	36,60	38 ± 4	37	Ma: 38 ± 6 Ma: 40 ± 4 Ma: 38 ± 6
Próstata	-	28	36,80	-	48	31	-	38,10	47 ± 7	39	

***Estes valores seguem a mesma explicação apresentada na Tabela 15.

Neste estudo, a extensão de aquisição média para a região de cabeça e pescoço encontra-se próximo dos valores determinados por (Clerkin et al., 2018; Diklić et al., 2018; Wood et al., 2018), tendo apenas uma diferença de 5 cm da média observada por (Clerkin et al., 2018). Estes valores estão dentro do intervalo descrito em comum, e indicam uma prática consistente.

A média observada para o SNC demonstra uma extensão de varrimento maior, quando comparado com as referências de (Sanklaa et al., 2017), (Diklić et al., 2018), e de (Wood et al., 2018). No entanto, encontra-se abaixo dos registos de (Pyone et al., 2016). O valor está dentro dos limites clínicos aceitáveis, mas, ainda assim, pode ser alvo de otimização, de modo a não incluir regiões desnecessárias na área de aquisição.

A extensão de aquisição observados para o pulmão foram divididos pela indicação clínica de pulmão 4D e por pulmão *SBRT*. Observa-se uma variação um pouco mais acentuada nas técnicas de 4D e *SBRT*, pois estas necessitam de cobrir todo o volume pulmonar e abranger margens generosas, algo que é comum em planeamentos respiratórios com múltiplas fases de aquisição. Os volumes de aquisição deste estudo da indicação 4D são superiores à maioria dos dados observados na literatura, nomeadamente (Pyone et al., 2016), (Sanklaa et al., 2017), (Diklić et al., 2018) e de (Wood et al., 2018), possuindo um impacto direto no *DLP*, deste modo, a extensão de aquisição deveria ser reduzida, de modo a se assemelharem mais aos resultados, de por exemplo, (Pyone et al., 2016), (Sanklaa et al., 2017), e de (Wood et al., 2018). Ambas as indicações clínicas de *SBRT* e 4D se encontram abaixo dos resultados de (Derikvand et al., 2023). Os nossos resultados de pulmão *SBRT* aproximam-se dos registos de (Sanklaa et al., 2017) e (Diklić et al., 2018). Contudo, os resultados de ambas as indicações são consistentes com os dados reportados na literatura para exames torácicos.

Neste estudo, as extensões de aquisição de todas as indicações clínicas da mama apresentam-se em conformidade com as medidas das investigações anteriores de (O'Connor et al., 2016), (Diklić et al., 2018), (Wood et al., 2018) e (Guisantes et al., 2024). A pequena variação entre técnicas reflete a inclusão da região axilar, consoante a extensão do volume-alvo e a técnica utilizada. No geral, o campo de varrimento é estável, mesmo na técnica *DIBH*, onde poderia esperar-se uma extensão superior devido à expansão torácica.

Por fim, na região pélvica, a análise efetuada comprova um intervalo de aquisição extenso, e mais comprido que os evidenciados por (Pyone et al., 2016), (Sanklaa et al., 2017), (Wood et al., 2018) e (Guisantes et al., 2024), mas semelhante ao registo de (Diklić et al., 2018). Com estes achados, pode-se concluir que, os resultados da investigação do estudo em questão comprovam que está a ser incluída uma parte considerável do abdómen no campo de aquisição, o que deverá ser revisto, uma vez que uma maior extensão de aquisição implica maior exposição.

Através desta análise, verificou-se que todas as extensões dos intervalos de aquisição são semelhantes e encontram-se dentro dos intervalos de valores observados na literatura. Os intervalos de valores utilizados em TC de planeamento não possuem limites superiores ou inferiores estabelecidos, uma vez que são influenciados por múltiplos fatores, o que gera variabilidade. Esta inconsistência, é, por norma, tolerável na RT, dada a diversidade de protocolos existentes para a mesma patologia ou tipos de doentes (Guisantes et al., 2024). Estas diferenças reconhecidas reforçam a importância de rever periodicamente os protocolos e ajustar os limites de aquisição, de forma que não seja comprometida a qualidade do planeamento, mas que seja minimizada a exposição a tecidos adjacentes.

5.4. Size Specific Dose Estimates

A Tabela 17 reúne valores de *SSDE* reportados na literatura para várias regiões anatómicas e compara-os com as estimativas obtidas no presente estudo, os quais foram determinados com recurso aos fatores de conversão propostos pela *AAPM*. Algumas das referências, nomeadamente, (Scholtz et al., 2015), (Huda & Tipnis, 2016), (El Mansouri et al., 2022), (Mitsui et al., 2025), correspondem a exames de TC de diagnóstico, enquanto o estudo de (Guisantes et al., 2024) e o nosso estudo dizem respeito a TC de planeamento em RT.

Tabela 17. Valores de SSDE (mGy) publicados para diferentes regiões anatómicas, de exames de TC de diagnóstico e TC de planeamento de RT

Região Anatómica	(Scholtz et al., 2015)	(Huda & Tipnis, 2016)	(El Mansouri et al., 2022)	(Guisantes et al., 2024)	(Mitsui et al., 2025)	Este estudo (2025)		
	Média ± desvio padrão (mGy)	Média (mGy)	Mediana (mGy)	Média (mGy)	Média ± desvio padrão (mGy)			
Cabeça e pescoço	21,04 ± 1,43	-	-	-	-	12 ± 2		
SNC	-	37,20	-	-	34,10 ± 2,30	11 ± 2		
Pulmão/ tórax			Pulmão 3D:		Pulmão 4D:	Pulmão SBRT:		
	-	-	12,16	-	-	49 ± 21	86 ± 85	
Mama					Mama:	Mama e axila:	Mama DIBH:	
	-	-	-	16,17	-	16 ± 2	17 ± 3	12 ± 4
Próstata/pelve	-	-	-	19,60	-	19 ± 5		

Na região de cabeça e pescoço, a nossa média é inferior à observada no estudo de (Scholtz et al., 2015), na amostra de exames de TC de diagnóstico. O mesmo se verifica para o SNC, em que os nossas leituras são consideravelmente inferiores aos verificados por (Huda & Tipnis, 2016) e (Mitsui et al., 2025). Estes resultados sugerem que os parâmetros de exposição utilizados nas TC de planeamento são mais contidos, dando origem a registos de SSDE mais baixos.

No tórax, o autor (El Mansouri et al., 2022) divulga medidas de SSDE reduzidas, em relação aos do presente estudo, tanto para pulmão 4D como para pulmão SBRT, sendo os valores de SBRT os mais elevados, algo expectável.

Relativamente à mama, (Guisantes et al., 2024) publicou valores muito semelhantes aos deste estudo, embora os resultados da técnica de mama DIBH se revelem ligeiramente inferiores no nosso estudo.

Ao nível da pelve, a estimativa do presente estudo coincide com os valores reportados também por (Guisantes et al., 2024).

Em síntese, não se verificam muitas diferenças entre as constatações de TC de diagnóstico e planeamento. Nas regiões como a cabeça e pescoço e SNC, o *SSDE* até acabou por ser inferior, no entanto, nas técnicas mais complexas para o pulmão 4D e pulmão *SBRT*, estes elevam muito os resultados de *SSDE*. Segundo (O'Connor et al., 2016), a TC utilizada no contexto de planeamento de RT, apresenta exigências distintas das imagens de diagnóstico. A qualidade de imagem é fundamental para a correta delimitação de estruturas anatómicas, de modo a garantir-se o sucesso do tratamento. Para tal, recorre-se a parâmetros técnicos mais exigentes que refletem em doses elevadas.

6. Conclusões

Os objetivos inicialmente propostos para este estudo foram concretizados. Analisaram-se os parâmetros de aquisição aplicados nos protocolos das imagens de TC de planeamento de RT nas indicações clínicas de interesse, nomeadamente da cabeça e pescoço, SNC, pulmão *SBRT*, pulmão 4D, mama, mama e axila, mama *DIBH* e próstata. Adicionalmente avaliou-se o intervalo de aquisição das imagens, em comparação com outras referências bibliográficas, que permitiram uma visão crítica sobre a uniformidade e a adequação dos protocolos. Verificou-se que, em todas as indicações clínicas, as dimensões da *range* estava de acordo com os estudos de outros autores, obteve-se uma média de 43 cm para a indicação de cabeça e pescoço, 31 cm para o SNC, 46 cm para a indicação de pulmão 4D, 40 cm para pulmão *SBRT*, 38 cm para mama, 40 cm para mama e axila, 38 cm para mama *DIBH* e 47 cm para a próstata.

Estimaram-se as doses recebidas pelos órgãos irradiados durante a aquisição de imagens, através do *software* NCICT. As doses os órgãos na indicação de cabeça e pescoço encontram-se em conformidade com os valores registados da TC de diagnóstico. No SNC, as doses absorvidas foram um pouco mais baixas que as observadas noutros estudos. A nível do pulmão 4D e *SBRT*, os resultados demonstravam ser sempre superiores aos fornecidos em publicações anteriores, especialmente porque se realizou a comparação com evidências de técnicas de aquisição 3D. Nas indicações clínicas da mama, os valores obtidos no presente estudo são superiores aos registos de estudos anteriores, especialmente indicação clínica de mama *DIBH*. Por fim, na indicação da próstata, as estimativas eram próximas às observações dos outros estudos disponíveis.

Calculou-se a dose efetiva para cada região anatómica de cada indicação clínica através de três métodos distintos. Um através do *software* NCICT, outro através de um método empírico em que é utilizado o coeficiente de conversão, determinado a partir da fórmula 8, $E = DLP \times k$, e o terceiro método através do método manual, baseado nos w_T recomendados pelo *ICRP*, a partir da fórmula 7, $E = \sum_T w_T \times H_T = \sum_T w_T \times \sum_R w_R \times D_{T,R}$. Nas indicações de cabeça e pescoço e de SNC, independentemente do método de estimativa da dose efetiva, os registos desta pesquisa revelaram-se inferiores aos relatados por outros pesquisadores de estudos anteriores. Para o pulmão 4D, os registos do método manual e empírico são superiores aos verificados na literatura. Para pulmão *SBRT*, a dose

efetiva obtida é indiscutivelmente superior às das publicações anteriores. Com o método empírico, os valores apresentados pelas indicações clínicas de mama e de mama e axila estão dentro dos registos literários, já os valores de mama *DIBH* superam os resultados das restantes investigações. Com a aplicação do método manual, comprova-se que todos os valores de todas as indicações clínicas de mama do presente estudo são ligeiramente superiores aos resultados relatados em trabalhos prévios. Na próstata, o método empírico mostra resultados superiores à literatura, e o método manual revela observações de acordo com as descritas noutras investigações. Com o método empírico obteve-se os seguintes valores médios de dose efetiva, 2 mSv, 1 mSv, 40 mSv, 46 mSv, 7 mSv, 7 mSv, 11 mSv e 11 mSv, para as indicações de cabeça e pescoço, SNC, pulmão 4D, pulmão *SBRT*, mama, mama e axila, mama *DIBH*, e próstata, respetivamente. Para o método manual, registou-se 2,70 mSv, 1,67 mSv, 54,27 mSv, 94,65 mSv, 9,73 mSv, 10,17 mSv, 15,71 mSv e 7,13 mSv respetivamente.

Foi possível analisar e comparar alguns dos resultados obtidos, relativos a valores típicos de dose, com NRD existentes. Esta comparação contribui para a avaliação da prática clínica do Hospital CUF Descobertas, promovendo a sua melhoria contínua e reforçando os princípios da radioproteção.

Foi possível reunir e definir valores típicos de exposição, com base no P50 da distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP , por indicação clínica. Este estudo propõe, assim, valores típicos de dose para a indicação de cabeça e pescoço de 12,90 mGy ($CTDI_{vol}$) e 567 mGy.cm (DLP), para o SNC de 11,60 mGy ($CTDI_{vol}$) e 383 mGy.cm (DLP), apesar destes valores estarem um pouco abaixo das referências fornecidas por outros autores. Os valores típicos de dose definidos para a mama é de 13,10 mGy ($CTDI_{vol}$) e 496 mGy.cm (DLP), para a mama e axila é de 13 mGy ($CTDI_{vol}$) e 526 mGy.cm (DLP), e para a próstata é de 15,10 mGy ($CTDI_{vol}$) e 717 mGy.cm (DLP), sendo que estes valores estão, de forma geral, em conformidade com a bibliografia disponível, podendo haver potencial para otimizações. Os valores típicos de exposição definidos são 10,60 mGy ($CTDI_{vol}$) e 809 mGy.cm (DLP) para indicação de mama *DIBH*, para o pulmão 4D tem-se 30,70 mGy ($CTDI_{vol}$) e 2423 mGy.cm (DLP) e para o pulmão *SBRT* obteve-se 39,90 mGy ($CTDI_{vol}$) e 2141 mGy.cm (DLP). Os valores de DLP referentes à mama *DIBH* e pulmão 4D superam as medidas observadas na restante bibliografia, assim como o valor de $CTDI_{vol}$ e DLP para pulmão *SBRT*. Estes resultados poderão contribuir para

auditorias internas futuras, fornecendo apoio às tomadas de decisão clínica a nível de ações de otimização nos protocolos.

Também foi possível analisar os valores médios de *SSDE* para diferentes regiões anatómicas. Registou-se 12 mGy para cabeça e pescoço, 11 mGy para SNC, 49 mGy para pulmão 4D, 86 mGy para pulmão *SBRT*, 16 mGy para a indicação de mama, 17 mGy para mama e axila, 12 mGy para mama *DIBH* e 19 mGy para a próstata.

É importante reconhecer algumas das limitações que foram condicionando o estudo. Em primeiro lugar, o número de doentes incluídos em algumas indicações clínicas foi modesto, pelo que a incorporação de um conjunto mais alargado de estudos teria permitido conclusões mais robustas, especialmente para a definição de NRD locais. Este trabalho concentrou-se na avaliação dos parâmetros de exposição, sem proceder a uma análise sistemática da qualidade das imagens. A ausência deste critério não permitiu analisar se uma eventual redução de dose comprometeria a informação necessária ao planeamento.

O *software* NCICT apresenta algumas restrições que introduzem incertezas nos resultados. Destaca-se o facto de não ser possível obter uma reprodução exata da morfologia de todos os doentes através dos fantasmas do *ICRP*, levando ao surgimento de incompatibilidades. Além disso, o *software* disponibiliza um leque limitado de fabricantes e modelos de equipamentos, não disponibilizando algumas versões de equipamentos utilizados na prática clínica, o que introduz incertezas nos resultados dos cálculos de doses dos órgãos, factos já mencionados por outros autores (Badawy et al., 2024; Lee et al., 2015).

Verificou-se uma escassez de literatura dedicada à TC de planeamento em RT sobre valores de doses absorvidas pelos órgãos em todas as indicações clínicas, especialmente na região de cabeça e pescoço. Adicionalmente, não foi possível encontrados artigos que apresentassem valores de P50 para a técnica de pulmão *SBRT*, nem estudos que reportassem o *SSDE* para estes tipos de exames. Esta limitação compromete a possibilidade de realizar comparações diretas sólidas, tornando os paralelismos estabelecidos neste estudo, menos representativos do que o expectável.

Seria interessante, em estudos futuros, repetir a análise com amostras mais alargadas, integrar avaliações sistemáticas de qualidade de imagem, e comparar os resultados com

outros *softwares*, de modo a refinar as estimativas dosimétricas e consolidar a definição de NRD representativos da prática clínica. E, com as doses dos órgãos calculados através do *software* NCICT, existe a possibilidade de realizar estimativas do risco decorrentes da exposição à TC.

Este trabalho contribuiu para uma melhor compreensão das práticas locais de aquisição de TC de planeamento, fornecendo dados concretos sobre a exposição, e reforçando a importância de uma avaliação crítica e continuada dos protocolos em causa. Os resultados obtidos constituem um ponto de partida sólido para futuras ações de otimização e implementação de NRD.

7. Referências Bibliográficas:

- American Association of Physicists in Medicine. (2011). *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations Report No.204*.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (2008). *AAPM Report No. 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*.
- Ayyalusamy, A., Vellaiyan, S., Subramanian, S., Ilamurugu, A., Satpathy, S., Nauman, M., Katta, G., & Madineni, A. (2019). Auto-segmentation of head and neck organs at risk in radiotherapy and its dependence on anatomic similarity. *Radiation Oncology Journal*, 37(2), 134–142. <https://doi.org/10.3857/roj.2019.00038>
- Badawy, M. K., Kashish, K., Payne, S., & Masterson, M. (2024). Comparing fetal phantoms with surrogate organs in female phantoms during CT exposure of pregnant patients. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 47(2), 531–538. <https://doi.org/10.1007/s13246-024-01383-3>
- Bailey, D. L., Humm, J. L., Todd-Pokropek, A., & Van Aswegen, A. (2014). *Nuclear Medicine Physics A Handbook for Teachers and Students*.
- Basu, T., & Bhaskar, N. (2019). Overview of Important “Organs at Risk” (OAR) in Modern Radiotherapy for Head and Neck Cancer (HNC). In *Cancer Survivorship*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.80606>
- Bazoma, J., Dallou, G. B., Ondo Meyé, P., Bouka Biona, C., Saïdou, & Ben-Bolie, G. H. (2022). Assessment of organ and effective doses received by adult patients undergoing computed tomography in three hospitals in Brazzaville, Congo Republic. *Radiological Physics and Technology*, 15(4), 379–386. <https://doi.org/10.1007/s12194-022-00678-y>
- Bergom, C., Currey, A., Desai, N., Tai, A., & Strauss, J. B. (2018). Deep Inspiration Breath Hold: Techniques and Advantages for Cardiac Sparing During Breast Cancer Irradiation. *Frontiers in Oncology*, 79–97. <https://doi.org/10.3389/fonc.2018.00087>
- Božanić, A., Šegota, D., Debeljuh, D. D., Kolacio, M. Š., Radojčić, Đ. S., Ružić, K., Budanec, M., Kasabašić, M., Hrepić, D., Valković Zujić, P., Brambilla, M., Kalra, M. K., & Jurković, S. (2022). National reference levels of CT procedures dedicated for treatment planning in radiation oncology. *Physica Medica*, 96, 123–129. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.03.001>
- Brouwer, C. L., Steenbakkens, R. J. H. M., Bourhis, J., Budach, W., Grau, C., Grégoire, V., Van Herk, M., Lee, A., Maingon, P., Nutting, C., O’Sullivan, B., Porceddu, S. V., Rosenthal, D. I., Sijtsema, N. M., & Langendijk, J. A. (2015). CT-based delineation of organs at risk in the head and neck region: DAHANCA, EORTC, GORTEC, HKNPCSG, NCIC CTG, NCRI, NRG Oncology and TROG consensus guidelines. *Radiotherapy and Oncology*, 117(1), 83–90. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.07.041>

- Castanheira, C. (2023). Níveis de Referência de Diagnóstico Locais em Tomografia Computorizada. *ROENTGEN*, 4(2).
<https://doi.org/https://doi.org/10.46885/roentgen.v4i2.117>
- Chen, G.-P., Noid, G., Tai, A., Liu, F., Lawton, C., Erickson, B., & Li, X. A. (2017). Improving CT quality with optimized image parameters for radiation treatment planning and delivery guidance. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 4, 6–11.
<https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.10.003>
- Clerkin, C., Brennan, S., & Mullaney, L. M. (2018). Establishment of national diagnostic reference levels (DRLs) for radiotherapy localisation computer tomography of the head and neck. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 23(5), 407–412.
<https://doi.org/10.1016/j.rpor.2018.07.012>
- Colombo, P. E., Rottoli, F., Felisi, M., De Mattia, C., Riga, S., Sutto, M., Dillion, C., Massey, S., & Torresin, A. (2020). Validation of a dose tracking software for skin dose map calculation in interventional radiology. *Physica Medica*, 72, 122–132.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.03.008>
- De Mattia, C., Campanaro, F., Rottoli, F., Colombo, P. E., Pola, A., Vanzulli, A., & Torresin, A. (2020). Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *European Radiology Experimental*, 4(1).
<https://doi.org/10.1186/s41747-019-0130-5>
- Derikvand, A. M., Bagherzadeh, S., MohammadSharifi, A., Khoshgard, K., & AllahMoradi, F. (2023). Estimation of cancer risks due to chest radiotherapy treatment planning computed tomography (CT) simulations. *Radiation and Environmental Biophysics*, 62(2), 269–277. <https://doi.org/10.1007/s00411-023-01025-4>
- Diklić, A., Šegota, D., Belac-Lovasić, I., & Jurkovi, S. (2018). An assessment of dose indicators for computed tomography localization procedures in radiation therapy at the university hospital Rijeka. *Nuclear Technology and Radiation Protection*, 33(3), 301–306. <https://doi.org/10.2298/NTRP1803301D>
- Ding, A., Gao, Y., Liu, H., Caracappa, P. F., Long, D. J., Bolch, W. E., Liu, B., & Xu, X. G. (2015). VirtualDose: A software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. *Physics in Medicine and Biology*, 60(14), 5601–5625.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/14/5601>
- Dundas, K. L., Pogson, E. M., Batumalai, V., Boxer, M. M., Yap, M. L., Delaney, G. P., Metcalfe, P., & Holloway, L. (2015). Australian survey on current practices for breast radiotherapy. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 59(6), 736–742.
<https://doi.org/10.1111/1754-9485.12348>
- El Mansouri, M., Choukri, A., Semghouli, S., Talbi, M., Eddaoui, K., & Saga, Z. (2022). Size-Specific Dose Estimates for Thoracic and Abdominal Computed Tomography Examinations at Two Moroccan Hospitals. *Journal of Digital Imaging*, 35(6), 1648–1653. <https://doi.org/10.1007/s10278-022-00657-0>

- Emami, B. (2013). Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation. *Reports of Radiotherapy & Oncology*, 1(1), 123–127.
- Foley, S. J., Mcentee, M. F., & Rainford, L. A. (2012). Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *British Journal of Radiology*, 85(1018), 1390–1397. <https://doi.org/10.1259/bjr/15839549>
- Fortin, F., O'Reilly P., McKay L., & et al. (2024, November 7). *Multipolar reformation (MPR)*. Radiopedia.Org. <https://doi.org/https://doi.org/10.53347/rID-65727>
- Gay, H. A., Barthold, H. J., O'Meara, E., Bosch, W. R., El Naqa, I., Al-Lozi, R., Rosenthal, S. A., Lawton, C., Lee, W. R., Sandler, H., Zietman, A., Myerson, R., Dawson, L. A., Willett, C., Kachnic, L. A., Jhingran, A., Portelance, L., Ryu, J., Small, W., ... Michalski, J. M. (2012). Pelvic normal tissue contouring guidelines for radiation therapy: A radiation therapy oncology group consensus panel atlas. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 83(3), e353–e362. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2012.01.023>
- GE HealthCare. (2021). *DoseWatch: Optimized radiation dose management*. <https://www.gehealthcare.com/products/dose-management/dosewatch-dose-monitoring-software-ge-healthcare>
- Guisantes, R., Santos, J., & Ferreira, A. J. (2024). Characterisation of Portuguese radiotherapy departments: Organisation, occupational exposure values and diagnostic reference levels for breast and prostate computed tomography planning. *Radiography*, 30(3), 932–937. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.radi.2024.04.007>
- Halperin, E. C., Wazer, D. E., Perez, C. A., & Brady, L. W. (Eds.). (2018). *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology* (Seventh Edition). Lippincott Williams & Wilkins.
- Harrison, R. M., Wilkinson, M., Rawlings, D. J., & Moore, M. (2007). Doses to critical organs following radiotherapy and concomitant imaging of the larynx and breast. *British Journal of Radiology*, 80(960), 989–995. <https://doi.org/10.1259/bjr/32814323>
- Health Information and Quality Authority. (2023). *Diagnostic Reference Levels Guidance on the establishment, use and review of diagnostic reference levels for medical exposure to ionising radiation*. <https://www.hiqa.ie/reports-and-publications/guide/guidance-establishment-use-and-review-diagnostic-reference-levels>
- Health Information and Quality Authority Diagnostic Reference Levels. (2023). *Diagnostic Reference Levels- Guidance on the establishment, use and review of diagnostic reference levels for medical exposure to ionising radiation*.
- Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (Second Edition). SPIE e John Wiley & Sons, Inc.

- Huda, W., & Tipnis, S. V. (2016). Doses metrics and patientage in CT. *Radiation Protection Dosimetry*, 168(3), 374–380. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv310>
- ICRP. (1977). Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. *Annals of the ICRP*, 1(3).
- ICRP. (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*, 21(1–3).
- ICRP. (2007a). Radiological Protection in Medicine. ICRP Publication 105. *Annals of the ICRP*, 37(6).
- ICRP. (2007b). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP*, 37(2–4).
- ICRP. (2017). Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Annals of the ICRP*, 46(1), 1–144.
- International Atomic Energy Agency. (2023). *Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging / International Atomic Energy Agency*. <https://www.iaea.org/resources/safety-standards>
- Junior, J. A. dos S., JansonNey, M. S. C., & Fonseca, G. V. de S. (2020). *Dose efetiva de radiação nos exames de tomografia computadorizada: um estudo retrospectivo e descritivo*.
- Kalender, W. A. (2014). Dose in x-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 59(3), R129–R150. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/3/R129>
- Kamrani, S., Kasraie, N., Jahangiri, F., Khezerloo, D., & Sheikhzadeh, P. (2023). Organ doses, effective dose, and cancer risk estimation from head and neck CT scans. *Radiation Physics and Chemistry*, 212. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111163>
- Kong, F. M., Ritter, T., Quint, D. J., Senan, S., Gaspar, L. E., Komaki, R. U., Hurkmans, C. W., Timmerman, R., Bezjak, A., Bradley, J. D., Movsas, B., Marsh, L., Okunieff, P., Choy, H., & Curran, W. J. (2011). Consideration of dose limits for organs at risk of thoracic radiotherapy: Atlas for lung, proximal bronchial tree, esophagus, spinal cord, ribs, and brachial plexus. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 81(5), 1442–1457. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.07.1977>
- Lee, C. (2021). A Review of Organ Dose Calculation Tools for Patients Undergoing Computed Tomography Scans. In *Journal of Radiation Protection and Research* (Vol. 46, Issue 4, pp. 151–159). Korean Association for Radiation Protection. <https://doi.org/10.14407/jrpr.2021.00136>
- Lee, C., Kim, K. P., Bolch, W. E., Moroz, B. E., & Folio, L. (2015). NCICT: A computational solution to estimate organ doses for pediatric and adult patients undergoing CT scans. *Journal of Radiological Protection*, 35(4), 891–909. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/35/4/891>

- Lee, C., Liu, J., Yao, J., Summers, R., & Folio, L. (2018, February 8). NCICTX: An Organ Dose Calculator for CT Patients with Different Body Sizes. *60th Annual Meeting & Exhibition of the American Associations of Physicists in Medicine*.
<https://w3.aapm.org/meetings/2018AM/programInfo/programAbs.php?sid=7530&aid=39700>
- Lee, C., Yeom, Y. S., & Folio, L. (2022). CT organ dose calculator size adaptive for pediatric and adult patients. *Biomedical Physics and Engineering Express*, *8*(6), 065020.
<https://doi.org/10.1088/2057-1976/ac9845>
- Li, J., Lin, T., Jiang, Z., & Tan, W. (2022). Geometric changes to the Central Nervous System organs at Risk During Chemoradiotherapy for Locally Advanced Nasopharyngeal Carcinoma. *Journal of Surgery and Research*, *5*(3), 477–458.
<https://doi.org/10.26502/jsr.10020247>
- Maxwell, S., Fox, R., McRobbie, D., Bulsara, M., Doust, J., O’Leary, P., Slavotinek, J., Stubbs, J., & Moorin, R. (2019). How have advances in CT dosimetry software impacted estimates of CT radiation dose and cancer incidence? A comparison of CT dosimetry software: Implications for past and future research. *PLoS ONE*, *14*(8), e0217816.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217816>
- Mitsui, K., Inoue, Y., Itoh, H., Hata, H., Miyatake, H., & Yamane, T. (2025). Relationship between radiation dose indices and patient size in adult brain computed tomography. *Radioprotection*, *60*(1). <https://doi.org/10.1051/radiopro/2024033>
- Morgan M, & Murphy A. (2018, January 22). *Size specific dose estimate*.
<https://doi.org/https://doi.org/10.53347/rID-57926>
- National Cancer Institute. (2023, June 27). *NCICT: NCI dosimetry system for Computed Tomography*. <https://dceg.cancer.gov/tools/radiation-dosimetry-tools/computed-tomography>
- National Cancer Institute. (2024, December 24). *NCICT User Manual NCICT2.0*.
<https://github.com/ncidosimetry/ncidoseforum/wiki/NCICT-User-Manual>
- O’connor, S., Ardle, O. M., & Mullaney, L. (2016). Establishment of national diagnostic reference levels for breast cancer CT protocols in radiation therapy. *British Journal of Radiology*, *89*(1066), 20160428. <https://doi.org/10.1259/bjr.20160428>
- Parikh, R. A., Wien, M. A., Novak, R. D., Jordan, D. W., Klahr, P., Soriano, S., Ciancibello, L., & Berlin, S. C. (2018). A comparison study of size-specific dose estimate calculation methods. *Pediatric Radiology*, *48*(1), 56–65. <https://doi.org/10.1007/s00247-017-3986-7>
- Pereira, G. C., Traughber, M., & Muzic Jr., R. F. (2014). The role of imaging in radiation therapy planning: Past, present, and future. *BioMed Research International*, *2014*, 231090. <https://doi.org/10.1155/2014/231090>

- Presidência do Conselho de Ministros. (2018). Decreto-Lei n.º 108/2018, de 3 de dezembro. In *Diário da República, Série I, n.º 232/2018* (Issue 1).
<https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/decreto-lei/108-2018-117202785>
- Pyone, Y. Y., Suriyapee, S., Sanghangthum, T., Oonsiri, S., & Tawonwong, T. (2016). Determination of effective doses in image-guided radiation therapy system. *Journal of Physics: Conference Series*, 694(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/694/1/012007>
- Radiobiology Textbook. (2023). In S. Baatout (Ed.), *Radiobiology Textbook*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-031-18810-7>
- Rao, S., Sharan, K., Sukumar, S., Chandraguthi, S. G., Nisha Dsouza, R., David, L. R., Ravichandran, S., Uzun, B., Kadavigere, R., & Uzun Ozsahin, D. (2023). Systematic Review on Diagnostic Reference Levels for Computed Tomography Examinations in Radiation Therapy Planning. In Antonio Barile (Ed.), *Diagnostics* (Vol. 13, Issue 6, p. 1072). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI).
<https://doi.org/10.3390/diagnostics13061072>
- Sanklaa, K., Sanghangthum, T., & Chongsan, T. (2017). Evaluation of effective doses in CT simulation using CTDI w calculation. *Journal of Associated Medical Sciences*, 50(3).
<https://doi.org/10.14456/jams.2017.58>
- Satharasinghe, D. M., Jeyasugiththan, J., Wanninayake, W. M. N. M. B., & Pallewatte, A. S. (2021). Size-specific dose estimates (SSDEs) for computed tomography and influencing factors on it: a systematic review. *Journal of Radiological Protection*, 41(4), R108–R124. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ac20b0>
- Savanović, M., Gardavaud, F., Jaroš, D., Lonkuta, B., Barral, M., Cornelis, F. H., & Foulquier, J. N. (2021). Contribution of imaging to organs at risk dose during lung stereotactic body radiation therapy. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, 11(2), 125–134. <https://doi.org/10.31661/jbpe.v0i0.2009-1173>
- Scholtz, J. E., Hüasers, K., Kaup, M., Albrecht, M. H., Beeres, M., Bauer, R. W., Schulz, B., Vogl, T. J., & Wichmann, J. L. (2015). Evaluation of image quality and dose reduction of 80 kVp neck computed tomography in patients with suspected peritonsillar abscess. *Clinical Radiology*, 70(8), e67–e73.
<https://doi.org/10.1016/j.crad.2015.04.009>
- Shimura, T., Yamaguchi, I., Terada, H., OKUDA, K., Svendsen, E. R., & Kunugita, N. (2014). Radiation occupational health interventions offered to radiation workers in response to the complex catastrophic disaster at the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant. *Journal of Radiation Research*, 56(3), 413–421. <https://doi.org/10.1093/jrr/rru110>
- Shubayr, N., & Alashban, Y. (2023). Estimation of radiation doses and lifetime attributable risk of radiation-induced cancer in the uterus and prostate from abdomen pelvis CT examinations. *Front. Public Health*, 10, 1094328.
<https://doi.org/10.3389/fpubh.2022.1094328>

- Siavashpour, Z., Moghani, M. M., Goharpey, N., Mirzai, H. R., Mohammadi, L. K., & Zayeri, F. (2021). Correlation Between Gastric Volume And Organs At Risk Dose In Adjuvant Radiotherapy For Left Breast Cancer. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 26(3), 367–379. <https://doi.org/10.5603/RPOR.a2021.0067>
- Stabin, M. G. (2007). *Radiation Protection and Dosimetry An Introduction to Health Physics* (1st ed.). Springer International Publishing. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-0-387-49983-3>
- Stamm, G., & Nagel, H. D. (2002). CT-Expo-ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT [CT-Expo-a Novel Program for Dose Evaluation in CT]. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 174(12), 1570–1576. <https://doi.org/10.1055/s-2002-35937>
- Tauhata, L., Salati, I., Prinzio, R. Di, & Prinzio, A. R. Di. (2014). *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos* (10^o Revisão). IRD/CNEN.
- Toroi, P., Kaijaluoto, S., & Bly, R. (2015). Patient exposure levels in radiotherapy CT simulations in Finland. *Radiation Protection Dosimetry*, 167(4), 602–607. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncu363>
- Washington, C. M., & Leaver, D. (Eds.). (2017). *Principles and Practice of Radiation Therapy* (4^o). ELSEVIER.
- Wood, T. J., Davis, A. T., Earley, J., Edyvean, S., Findlay, U., Lindsay, R., Nisbet, A., Palmer, A. L., Plaistow, R., & Williams, M. (2018). IPEM topical report: The first UK survey of dose indices from radiotherapy treatment planning computed tomography scans for adult patients. *Physics in Medicine and Biology*, 63(18), 185008. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aacc87>
- Xu, X. G. (2014). An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: A review of the fifty-year history. *Physics in Medicine and Biology*, 59(18), R233. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/18/R233>
- Yang, C., Liu, R., Ming, X., Liu, N., Guan, Y., & Feng, Y. (2018). Thoracic Organ Doses and Cancer Risk from Low Pitch Helical 4-Dimensional Computed Tomography Scans. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/8927290>
- Zalokar, N., Marciuš, V. Ž., & Mekiš, N. (2020). Establishment of national diagnostic reference levels for radiotherapy computed tomography simulation procedures in Slovenia. *European Journal of Radiology*, 127. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.108979>

8. Anexos

Anexo I - Análise de resultados.

Tabela 18. Resumo estatístico dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) por indicação clínica em estudo (anexo I).

Exame	$CTDI_{vol}$ (mGy)						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
Cabeça e Pescoço	12,8	0,1	12,5	12,8	12,9	13	13,1
Mama	12,8	0,8	10,2	12,7	13,1	13,1	14,5
Mama e axila	12,7	0,6	11,1	12,7	13	13,1	13,1
Mama DIBH	10,2	0,9	7,8	10,2	10,6	10,7	10,7
Próstata	14,7	1,6	11,3	14,3	15,1	15,3	19
Pulmão 4D	36,6	12,6	27,2	29,4	30,7	38	63,3
Pulmão SBRT	66,9	66,1	27,2	31,3	39,9	62,1	221,3
S.N.C.	11,8	0,8	11,6	11,6	11,6	11,6	15,3

Tabela 19. Resumo estatístico dos valores de DLP (mGy.cm) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).

Exame	DLP (mGy.cm) – software NCICT						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
Cabeça e Pescoço	556	58	451	514,8	550,1	586,8	647,2
Mama	485	63	348	457,7	479,1	517,2	611,5
Mama e axila	507	61	360	480,8	509,7	555,5	581,5
Mama DIBH	768	113	535	680,7	756,7	862,6	929,8
Próstata	695	160	440	621,4	691,4	756,2	1392,8
Pulmão 4D	3263	1342	2207	2297,4	2760,9	3736,9	5806,1
Pulmão SBRT	4996	3904	1675	2423,4	3322,5	6325	12837,1

S.N.C.	371	47	302	335,8	372,2	400,5	450,7
--------	-----	----	-----	-------	-------	-------	-------

Tabela 20. Resumo estatístico dos valores de DLP (mGy.cm) por indicação clínica em estudo, obtidos a partir dos relatórios de dose fornecidos pelo equipamento de TC (anexo I).

Exame	DLP total (mGy.cm) – relatório de dose da TC						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
Cabeça e Pescoço	573	58	467	531,3	567	604	663,9
Mama	502	63	373	474	496	534	628,4
Mama e axila	525	59	377	497,5	526	572	597,9
Mama DIBH	818	115	574	731,5	809	908	979,5
Próstata	711	111	468	656,9	717	789	930,8
Pulmão 4D	2654	863	1995	2086,4	2423	2771	4448,9
Pulmão SBRT	3033	1954	1547	1940,9	2141	3440	7373
S.N.C.	381	44	317	350,7	383	413	465,5

Tabela 21. Valores médios e desvios padrão das doses absorvidas (mGy) em 33 órgãos por indicação clínica, estimados pelo software NCICT (anexo I).

		Cabeça e Pescoço	Mama	Mama e axila	Mama DIBH	Próstata	Pulmão 4D	Pulmão SBRT	S.N.C.
Cérebro	Média (mGy)	8,80	0,80	1,00	1,20	0,00	3,70	6,20	7,90
	Desvio-padrão	0,90	0,20	0,30	0,40	0,00	1,30	4,10	0,90
Glândula pituitária	Média (mGy)	7,60	0,80	1,00	1,20	0,00	3,10	5,80	6,90

	Desvio-padrão	0,90	0,30	0,30	0,40	0,00	1,30	4,30	0,90
<i>Cristalino</i>	Média (mGy)	11,20	0,50	0,60	0,70	0,00	2,70	3,90	10,40
	Desvio-padrão	0,80	0,20	0,20	0,30	0,00	1,10	2,60	1,10
<i>Globo ocular</i>	Média (mGy)	10,50	0,60	0,70	0,80	0,00	2,60	4,30	9,70
	Desvio-padrão	0,90	0,20	0,30	0,30	0,00	1,10	2,90	1,00
<i>Glândulas salivares</i>	Média (mGy)	11,60	11,60	14,20	15,60	0,00	49,90	79,30	10,30
	Desvio-padrão	0,30	5,00	5,30	7,80	0,00	18,20	48,50	0,70
<i>Cavidade oral</i>	Média (mGy)	9,80	7,80	11,50	9,40	0,00	77,20	70,80	9,00
	Desvio-padrão	1,30	5,70	7,00	9,90	0,00	17,20	30,50	1,20
<i>Medula espinhal</i>	Média (mGy)	4,40	12,20	13,60	19,70	5,20	72,40	113,50	2,90
	Desvio-padrão	1,00	2,00	2,10	3,90	1,50	23,70	76,50	0,90
<i>Tiróide</i>	Média (mGy)	13,60	27,00	27,70	42,70	0,10	154,20	266,60	10,20
	Desvio-padrão	0,60	1,80	2,20	5,00	0,00	59,60	231,50	3,30
<i>Esófago</i>	Média (mGy)	5,10	15,40	15,80	25,10	0,90	87,20	154,90	2,00
	Desvio-padrão	1,40	1,40	1,20	2,50	0,60	29,80	133,30	1,00
<i>Traqueia</i>	Média (mGy)	8,40	17,70	18,00	28,50	0,10	101,70	176,40	4,20
	Desvio-padrão	0,70	1,30	1,20	2,80	0,10	35,70	154,70	2,20
<i>Timo</i>	Média (mGy)	8,20	18,00	18,40	29,10	0,10	100,30	181,90	3,30
	Desvio-padrão	0,80	1,30	1,30	2,90	0,10	36,70	163,40	2,30

<i>Pulmões</i>	Média (mGy)	5,60	17,10	17,30	27,70	0,60	93,50	175,30	1,10
	Desvio-padrão	1,80	1,40	1,10	2,70	0,40	30,10	157,90	0,70
<i>Mama</i>	Média (mGy)	2,90	14,40	14,50	22,90	0,60	88,50	154,00	0,10
	Desvio-padrão	3,10	1,60	1,40	2,80	0,40	21,50	125,30	0,10
<i>Parede cardíaca</i>	Média (mGy)	4,50	16,70	16,90	27,00	0,90	92,50	173,10	0,50
	Desvio-padrão	2,40	1,50	1,30	2,70	0,60	28,70	151,30	0,30
<i>Parede gástrica</i>	Média (mGy)	0,60	13,00	14,70	21,60	8,40	73,00	128,70	0,10
	Desvio-padrão	0,90	2,80	3,10	5,70	4,20	25,50	96,80	0,00
<i>Fígado</i>	Média (mGy)	0,80	14,20	15,60	23,50	6,90	80,20	143,10	0,10
	Desvio-padrão	1,00	2,20	2,20	4,60	3,80	26,10	113,10	0,00
<i>Vesícula biliar</i>	Média (mGy)	0,40	10,30	12,40	16,90	10,20	65,20	95,60	0,00
	Desvio-padrão	0,70	3,00	3,30	6,70	4,20	28,00	65,50	0,00
<i>Glândulas suprarrenais</i>	Média (mGy)	0,50	10,90	12,80	17,20	7,30	70,80	99,60	0,10
	Desvio-padrão	0,80	2,90	2,90	7,30	4,20	25,70	63,80	0,00
<i>Baço</i>	Média (mGy)	0,70	15,50	16,90	24,90	7,30	90,00	144,40	0,10
	Desvio-padrão	1,10	2,70	2,80	6,50	5,00	31,80	107,60	0,00
<i>Pâncreas</i>	Média (mGy)	0,20	7,70	10,40	14,10	12,80	43,00	77,80	0,00
	Desvio-padrão	0,30	3,90	4,20	6,80	3,30	25,90	61,10	0,00
<i>Rins</i>	Média (mGy)	0,20	6,40	9,60	12,80	16,20	49,70	75,00	0,00

	Desvio-padrão	0,30	4,60	4,80	7,60	3,50	31,30	64,00	0,00
<i>Intestino delgado</i>	Média (mGy)	0,10	1,90	2,60	3,80	16,50	20,60	27,40	0,00
	Desvio-padrão	0,10	1,30	1,60	2,40	1,90	26,90	31,50	0,00
<i>Cólon</i>	Média (mGy)	0,10	1,90	2,70	4,00	18,90	22,70	36,80	0,00
	Desvio-padrão	0,10	1,80	2,30	3,10	2,70	32,20	46,20	0,00
<i>Reto-sigmoide</i>	Média (mGy)	0,00	0,20	0,20	0,30	16,00	12,00	3,80	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,10	0,20	0,20	1,80	29,50	6,10	0,00
<i>Bexiga</i>	Média (mGy)	0,00	0,10	0,10	0,20	17,00	12,30	1,90	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,10	0,10	0,10	2,00	31,40	2,80	0,00
<i>Próstata</i>	Média (mGy)	0,00	0,00	0,00	0,00	18,20	13,80	0,20	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,00	0,00	0,00	2,90	36,10	0,30	0,00
<i>Útero</i>	Média (mGy)	0,00	0,10	0,10	0,20	0,00	0,20	1,40	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,10	0,10	0,10	0,00	0,30	3,00	0,00
<i>Testículos</i>	Média (mGy)	0,00	0,00	0,00	0,00	26,80	17,40	0,10	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,00	0,00	0,00	3,10	45,80	0,20	0,00
<i>Ovários</i>	Média (mGy)	0,00	0,10	0,20	3,30	0,00	0,20	2,00	0,00
	Desvio-padrão	0,00	0,10	0,10	11,10	0,00	0,30	4,40	0,00
<i>Pele</i>	Média (mGy)	2,20	4,40	4,70	7,10	6,90	29,50	45,60	1,30
	Desvio-padrão	0,40	0,50	0,60	1,10	1,50	12,50	35,40	0,20

<i>Músculos</i>	Média (mGy)	0,10	0,50	0,50	0,80	0,80	3,20	5,50	0,00
	Desvio-padrão	0,10	0,10	0,10	0,20	0,30	1,60	4,50	0,00
<i>Medula óssea ativa</i>	Média (mGy)	2,40	6,50	6,80	10,70	7,00	39,20	64,90	1,20
	Desvio-padrão	0,40	0,70	0,70	1,50	1,00	15,60	52,10	0,30
<i>Medula óssea superficial</i>	Média (mGy)	3,30	6,60	7,00	10,90	6,20	35,40	61,70	2,10
	Desvio-padrão	0,50	0,90	0,70	1,30	0,80	16,20	53,80	0,40

Tabela 22. Resumo estatístico dos valores de dose efetiva (mSv) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).

Exame	Dose efetiva (mSv) - NCICT						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
<i>Cabeça e Pescoço</i>	3	1	2	2	2,3	3,3	4,3
<i>Mama</i>	10	1	8	8,9	9,6	10,5	11,7
<i>Mama e axila</i>	10	1	8	9,4	10,5	11,2	12,2
<i>Mama DIBH</i>	16	2	10	14,6	15,9	17,2	19,4
<i>Próstata</i>	8	1	5	7,8	8,3	9	12,3
<i>Pulmão 4D</i>	59	20	40	45,5	53,4	70,7	89,8
<i>Pulmão SBRT</i>	100	78	37	45,3	71,4	120	260
<i>S.N.C.</i>	1	0,3	0,5	1	1,2	1,3	1,5

Tabela 23. Resumo estatístico dos valores de dose efetiva (mSv) por indicação clínica em estudo, obtidos a partir do método empírico (anexo I).

Exame	Dose efetiva (mSv) - método empírico						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
Cabeça e Pescoço	2	0,2	1,4	1,6	1,8	1,9	2,1
Mama	7	0,9	5,2	6,6	7	7,5	8,8
Mama e axila	7	0,8	5,3	7	7,4	8	8,4
Mama DIBH	11	1,6	8	10,2	11,3	12,7	13,7
Próstata	11	1,7	7	9,9	10,8	11,8	14
Pulmão 4D	40	12,9	29,9	31,3	36,3	41,6	66,7
Pulmão SBRT	46	29,3	23,2	29,1	32,2	51,6	110,6
S.N.C.	1	0,1	0,7	0,7	0,8	0,9	1

Tabela 24. Resumo estatístico dos valores de SSDE (mGy) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do software NCICT (anexo I).

Exame	SSDE (mGy)- NCICT						
	Média	Desvio-padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
Cabeça e Pescoço	15	1	10	14,7	15,1	15,8	16,2
Mama	16	1	14	15,2	15,8	16,8	20,1
Mama e axila	16	1	14	15,3	15,9	16,6	17,7
Mama DIBH	13	1	10	12,4	13,3	13,6	14,6

<i>Próstata</i>	19	2	14	18,6	19,3	19,6	28,3
<i>Pulmão 4D</i>	44	15	31	37,8	39,3	45,1	75,7
<i>Pulmão SBRT</i>	84	81	35	38,1	51,3	78,2	269,5
<i>S.N.C.</i>	12	1	10	11,6	12,2	12,5	14,8

Tabela 25. Resumo estatístico dos valores de SSDE (mGy) por indicação clínica em estudo, estimados a partir do diâmetro efetivo e dos fatores de conversão recomendados pela AAPM (anexo I).

<i>Exame</i>	<i>SSDE (mGy)</i>						
	Média	Desvio- padrão	Mínimo	P25	Mediana	P75	Máximo
<i>Cabeça e Pescoço</i>	12	2	6	12,4	13	12,8	15,7
<i>Mama</i>	16	2	13	14,8	16	16,7	24,1
<i>Mama e axila</i>	17	3	7	16,9	17	18	20
<i>Mama DIBH</i>	12	4	5	11,8	13	14,5	17,5
<i>Próstata</i>	19	5	7	19,5	20	20,8	27,1
<i>Pulmão 4D</i>	49	21	31	38,5	44	47,5	93,7
<i>Pulmão SBRT</i>	86	85	16	44,3	58	81	283,3
<i>S.N.C.</i>	11	2	7	10,8	12	11,8	14,9