



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Ana Raquel Ferreira Ribeiro

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA EM DOENTES QUE REALIZARAM RADIOTERAPIA DA MAMA, PULMÃO E PRÓSTATA

VOLUME 1

Dissertação no âmbito do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, coorientada pela Professora Adjunta Convidada Maria João Taborda Serrano Gomes da Cunha Cura Mariano e pela Radioncologista Ana Carolina Marques De Seíça Carvalho e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

maio de 2025



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

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA EM DOENTES QUE REALIZARAM RADIOTERAPIA DA MAMA, PULMÃO E PRÓSTATA

Ana Raquel Ferreira Ribeiro

Dissertação no âmbito do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, coorientada pela Professora Adjunta Convidada Maria João Taborda Serrano Gomes da Cunha Cura Mariano e pela Radioncologista Ana Carolina Marques De Seíça Carvalho e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra do Politécnico de Coimbra para obtenção do grau de Mestre

“No Hospital, a mais dolorosa das empatias.

O outro sou eu, poderia ser eu, posso ser eu. No outro, na lágrima do outro, a imagem clara da minha. Empatia é sentir a lágrima do outro a descer sobre a nossa pele.

Aqui, ninguém julga a infelicidade do outro, ninguém foge da tristeza do outro.

Aqui, há uma guerra que não acaba, mas também soldados que nunca se deixam acabar. O amor é a força que nos protege do amor.”

Pedro Chagas Freitas

Agradecimentos

Finalizada mais uma etapa, exigente a todos os níveis, mas também desafiante e enriquecedora. Durante o meu percurso académico tive a possibilidade de “tropeçar” em pessoas que me desafiaram a chegar mais longe, a ultrapassar os obstáculos e que muito contribuíram para que esta dissertação se tornasse uma realidade.

Embora seja uma lista extensa de agradecimentos não consigo seguramente referir todas as pessoas e entidades que de alguma maneira foram importantes.

A todos os que me permitiram chegar até aqui, **quero expressar a minha gratidão!**

À minha orientadora, Professora Doutora Joana Santos, pela orientação, pelo tema desta dissertação, pelos ensinamentos, incentivo e confiança, mas também por todas as oportunidades de desenvolvimento académico que me proporcionou ao longo do meu percurso. Por isto e muito mais.

À minha coorientadora, Professora e Coordenadora do serviço Dr^a. Maria João Cura Mariano, pelo apoio e capacidade de me transmitir confiança, pelos desafios constantes, oportunidades, disponibilidade e paciência para responder a todas as minhas solicitações (e não foram poucas). Pela partilha e pela amizade com que sempre me brindou. Uma líder.

À minha coorientadora, Radioncologista Dr^a. Ana Carolina Carvalho, pela partilha de conhecimentos e por toda a ajuda, pela paciência a pedidos fora de horas e pela amizade que se tornou família.

À diretora de serviço, Radioncologista Dr^a. Margarida Borrego, pela oportunidade de desenvolvimento da investigação no serviço, pelo seu apoio e simpatia.

Ao Engenheiro Rachinhas e Engenheiro Paulo César, pela disponibilidade e pela prontidão, bem como pela partilha de ideias, indispensáveis à concretização da desta dissertação.

A todos os meus colegas, que sempre me apoiaram e incentivaram nos momentos mais difíceis, pelos conselhos e partilha. Pelas trocas de turno, pelo carinho nos dias mais cinzentos, pelo sorriso e desempenho profissional exímio. Ao Tiago Pereira, Fabiana Roque, Magda Lindo e Sérgio Pereira pela força e coragem que me transmitiram e pela colaboração que sempre manifestaram.

A todos os alunos/as com quem tive o privilégio de vivenciar um objetivo de vida, em particular à Inês Pereira, pelo carinho, pela colaboração e pelos desafios que me colocou promovendo o desejo de trabalhar em prol do seu desenvolvimento académico. À Diana Figueiredo, pelo contributo no desenvolvimento do tema previamente abordado.

A todos os profissionais de saúde que diariamente trabalham com a missão de aliviar a dor e o sofrimento, tratar a doença e salvar vidas.

Para este projeto foi igualmente fundamental o apoio dos meus familiares.

Aos meus pais, pelo exemplo de dedicação e transmissão de valores e princípios. Pelo significado diário de amor incondicional, carinho, apoio, paciência e por tudo. Sem eles nada faria sentido. Admiro e sigo essa linha tão vossa.

Aos meus avós, pelo orgulho que têm em mim, pelo carinho com que me incentivaram, pelo desejo de concretização e pela ajuda incondicional. À Minha avó, na sua fase tão difícil o “Nunca deixes de sorrir” constante, fica a cada dia no meu coração como as tuas linhas de costura que fizeram este tapete de memórias eternas. Tudo por vocês.

À minha tia-madrinha, pelos ensinamentos e pelo apoio prestado nos vários contextos da vida. A disponibilidade, a motivação e a confiança depositada, contribuíram para que este trabalho tenha chegado a bom porto.

Ao meu tio Humberto (*in memoriam*), meu grande amigo, que esteja onde estiver, esteve sempre presente a apoiar-me nesta caminhada. E a quem dedico em particular a minha tese.

À minha afilhada, padrinho e Cati, pelo sentimento de orgulho, por serem uma força de amor e por estarem sempre presentes ao longo da minha vida.

À minha prima Celina, pelo sentimento de presença desde a minha primeira hora de vida e pelo ensinamento de vida.

A ti Diogo, pela paciência e compreensão, pelo companheirismo e carinho, pela partilha e dedicação. Sobretudo pelo desafio constante de persistir em ser feliz todos os dias.

Finalmente, não menos importante, a todos os meus amigos, que me ajudaram direta ou indiretamente a tornar tudo mais “leve”, nesta fase importante da minha vida e por serem a família que pude escolher.

Dedico a minha tese...

A todos.

Resumo

Introdução

O aumento da exposição à radiação ionizante, resultante de procedimentos médicos, levanta preocupações acerca dos riscos associados, incluindo neoplasias radioinduzidas.

Objetivos

O objetivo principal deste estudo é quantificar a exposição global à radiação ionizante em Tomografia Computorizada (CT), é crucial na prática oncológica, não só para o diagnóstico e *follow-up*, mas também para o planeamento e verificação do tratamento nos doentes que realizam Radioterapia Externa (EBRT) para o tratamento de Neoplasias Malignas (NM) da mama, pulmão e próstata.

Metodologia

Estudo observacional e retrospectivo realizado na Unidade Local de Saúde de Coimbra com o objetivo de quantificar a exposição à radiação em doentes com NM da mama, pulmão e próstata submetidos a radioterapia externa (2022–2024). Foram analisados dados demográficos, tipos e número de exames (CT de planeamento, CBCT, PET/CT, CT de diagnóstico) e parâmetros técnicos (kV, mAs, DLP, CTDIvol). A dose efetiva foi estimada e os dados tratados para a otimização dos protocolos de imagem em oncologia.

Resultados

A dose efetiva em doentes com NM da mama variou entre 111,83 mSv e 228,63 mSv; no pulmão, entre 34,38 mSv e 1074,4 mSv (de acordo com as diretrizes da NCCN); e na próstata, atingiu 3283,61 mSv. Com base nos resultados obtidos neste estudo para a irradiação da NM do pulmão, é possível referir que um doente ao realizar 4 exames de CT de tórax, resulta numa dose efetiva mínima de 61,58 mSv e máxima de 1101,6 mSv. No caso da PET/CT, a realização de 4 exames implicaria uma dose efetiva mínima de 50,78 mSv e máxima de 1090,8 mSv.

Os valores referentes a exames de diagnóstico e follow-up no caso da mama e próstata foram excluídos da análise devido à sua variabilidade ou baixa representatividade estatística.

Conclusão

Com este estudo, promoveu-se uma maior consciencialização para a importância da dosimetria retrospectiva como ferramenta essencial na avaliação do risco, verificando-se para a otimização das práticas clínicas em oncologia.

Palavras-chave: Radioterapia; Proteção radiológica; Tomografia Computorizada; Valores típicos de exposição.

Abstract

Introduction

The increase in exposure to ionising radiation resulting from medical procedures raises concerns about the associated risks, including radio-induced neoplasms.

Objectives

The main objective of this study is to quantify the overall exposure to ionising radiation in Computed Tomography (CT), which is crucial in oncological practice, not only for diagnosis and follow-up, but also for planning and verifying treatment in patients undergoing External Radiotherapy (EBRT) for the treatment of Malignant Neoplasms (NM) of the breast, lung and prostate.

Methodology

Observational and retrospective study carried out at the Coimbra Local Health Unit with the aim of quantifying radiation exposure in patients with malignant neoplasms of the breast, lung and prostate undergoing external radiotherapy (2022-2024). Demographic data, types and number of examinations (planning CT, CBCT, PET/CT, diagnostic CT) and technical parameters (kV, mAs, DLP, CTDIvol) were analysed. The effective dose was estimated and the data processed to optimise imaging protocols in oncology.

Results

The effective dose in patients with breast NM varied between 111.83 mSv and 228.63 mSv; in the lung, between 34.38 mSv and 1074.4 mSv (according to NCCN guidelines); and in the prostate, it reached 3283.61 mSv. Based on the results obtained in this study for lung NM irradiation, it can be said that a patient undergoing 4 chest CT scans results in a minimum effective dose of 61.58 mSv and a maximum of 1101.6 mSv. In the case of PET/CT, 4 scans would result in a minimum effective dose of 50.78 mSv and a maximum of 1090.8 mSv.

The values for diagnostic and follow-up examinations in the case of breast and prostate were excluded from the analysis due to their variability or low statistical representativeness.

Conclusion

This study has raised awareness of the importance of retrospective dosimetry as an essential tool in risk assessment and has helped to optimise clinical practices in oncology.

Keywords: Radiotherapy; Radiological protection; Computed tomography; Typical exposure values.

Índice

Agradecimentos.....	v
Resumo	ix
<i>Abstract</i>	xi
Lista de siglas e acrónimos	xvii
Índice de Figuras.....	xx
Índice de Gráficos	xxi
Lista de Tabelas	xxiii
Introdução	1
Enquadramento Teórico.....	3
Radiação Ionizante	3
Utilização Clínica da Radiação ionizante	6
Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante	7
Proteção Radiológica, Dosimetria e Grandezas Associadas	10
Princípios da Proteção Radiológica	12
Tomografia Computorizada.....	13
Tomografia por Emissão de Positrões/ Tomografia Computorizada	18
Radioterapia	20
Principais técnicas de irradiação em Radioterapia Externa	23
<i>Workflow</i> no tratamento com Radioterapia Externa.....	24
Consulta de pré-Planeamento.....	24
CT de Pré-Planeamento.....	24
Delineação/ Planeamento	25
Tratamento.....	26
<i>Follow-up</i>	29
Descritores de Dose Específicos em Tomografia Computorizada.....	29
Níveis de Referência de Diagnóstico	31
Neoplasias.....	33
Neoplasia Maligna da Mama	34
Fatores de risco	34
Diagnóstico/ Estadiamento	35
Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM da mama	35
<i>Follow-Up</i> em EBRT para irradiação na NM da mama	36
Neoplasia Maligna do Pulmão.....	36

Fatores de risco	37
Diagnóstico/ Estadiamento	37
Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM do pulmão	37
<i>Follow-Up em EBRT para irradiação na NM do pulmão</i>	37
Neoplasia Maligna da Próstata.....	38
Fatores de risco	38
Diagnóstico/ Estadiamento	38
Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM da próstata.....	39
<i>Follow-up em EBRT para irradiação na NM da próstata</i>	39
Metodologia	41
Contexto e local de investigação	44
Participantes	45
Instrumentos e materiais usados	45
Sumário final da metodologia	54
Resultados	55
Neoplasia Maligna da Mama	55
Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM da Mama.....	56
Valores de dose CT na NM da Mama	57
Dose efetiva CT na NM da Mama	57
Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM da Mama.....	58
Valores de dose PET/CT na NM da Mama	58
Dose efetiva da PET/CT na NM da Mama	59
Fracionamento da NM da Mama	59
Dose prescrita da NM da Mama.....	60
Tomografia Computorizada de Planeamento da NM da Mama	60
Valores de dose CT de Planeamento da NM da Mama.....	60
Dose efetiva CT de Planeamento da NM da Mama	61
Cone-Beam Computed Tomography da NM da Mama	61
Valores de dose CBCT na NM da Mama	63
Dose efetiva CBCT na NM da Mama.....	63
Dose efetiva no <i>workflow</i> em EBRT da NM da Mama	64
Dose efetiva Total da NM da Mama.....	64
Neoplasia Maligna do Pulmão	64
Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM do Pulmão.....	65
Valores de dose CT na NM do Pulmão	67

Dose efetiva CT na NM do Pulmão.....	68
Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM do Pulmão.....	69
Valores de dose PET/CT na NM do Pulmão.....	69
Dose efetiva PET/CT na NM do Pulmão	70
Fracionamento da NM do Pulmão	70
Dose prescrita da NM do Pulmão.....	71
Tomografia Computorizada de Planeamento da NM do Pulmão	71
Valores de dose CT de Planeamento na NM do Pulmão.....	71
Dose efetiva CT de Planeamento na NM do Pulmão	72
<i>Cone-Beam Computed Tomography</i> da NM do Pulmão	72
Valores de dose CBCT na NM do Pulmão	73
Dose efetiva CBCT na NM do Pulmão	74
Dose efetiva no workflow em EBRT da NM do Pulmão	74
Dose efetiva Total da NM do Pulmão.....	74
Neoplasia Maligna da Próstata.....	75
Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM da Próstata.....	75
Valores de dose CT na NM da Próstata	77
Dose efetiva CT na NM da Próstata.....	78
Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM da Próstata.....	78
Valores de dose PET/CT na NM da Próstata.....	79
Dose efetiva PET/CT da NM da Próstata	79
Fracionamento da NM da Próstata	80
Dose prescrita da NM da Próstata.....	80
Tomografia Computorizada de Planeamento da NM da Próstata	81
Valores de dose CT de Planeamento na NM da Próstata	81
Dose efetiva CT de Planeamento na NM da Próstata	81
<i>Cone-Beam Computed Tomography</i> da NM da Próstata	82
Valores de dose CBCT na NM da Próstata.....	83
Dose efetiva CBCT na NM da Próstata	84
Dose efetiva no workflow em Radioterapia Externa da NM da Próstata	84
Dose efetiva Total da NM da Próstata.....	84
Discussão	85
Análise de Resultados.....	85
Dose efetiva	87

Limitações	90
Perspetivas futuras	90
Conclusão.....	93
Referências	95

Lista de siglas e acrónimos

3D – Tridimensional (do inglês, *Three-Dimensional*)

18F- FDG- Desoxiglicose marcada com flúor 18 (do inglês, *Fluor-18-deoxyglucose*)

68Ga-PSMA- Glicoproteína de superfície celular marcada com Gálio 68 (do inglês, *Gallium-68 -Prostate-Specific Membrane Antigen*)

ALARA – “Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível” (do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*)

BMI– Índice de Massa Corporal (do inglês, *Body Mass Index*)

CBCT– Tomografia Computorizada de Feixe Cónico (do inglês, *Cone-Beam Computed Tomography*)

CT – Tomografia Computorizada (do inglês, *Computed Tomography*)

CTDI – Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (do inglês, *Computed Tomography Dose Index*)

CTDIvol – Índice de Dose em Tomografia Computadorizada por volume (do inglês, *Computed Tomography Dose Index-volume*)

CTV – Volume Clínico Alvo (do inglês, *Clinical Target Volume*)

DLP – Produto do Comprimento pela Dose (do inglês, *Dose Length Product*)

DNA– Ácido Desoxirribonucleico (do inglês, *Deoxyribonucleic Acid*)

DRL – Níveis de Referência de Diagnóstico (do inglês, *Diagnostic Reference Level*)

DRR – Radiografia Reconstruída Digitalmente (do inglês, *Digital Reconstructed Radiograph*)

EBRT – Radioterapia Externa (do inglês, *External Beam Radiotherapy*)

EPID- Dispositivos Eletrónicos de Imagens Portais (do inglês, *Electronic portal imaging devices*)

ESR – Sociedade Europeia de Radiologia (do inglês, *European Society of Radiology*)

EURATOM – Comunidade Europeia da Energia Atómica (do inglês, *European Atomic Energy Community*)

FOV – Campo de Visão (do inglês, *Field of View*)

GTV – Volume Tumoral Macroscópico (do inglês, *Gross Tumor Volume*)

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do inglês, *International Commission on Radiological Protection*)

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (do inglês, *International Commission on Radiation Units and Measurements*)

IGRT – Radioterapia Guiada por Imagem (do inglês, *Image-Guided Radiotherapy*)

IMRT – Radioterapia de Intensidade Modulada (do inglês, *Intensity Modulated Radiation Therapy*)

LET – Transferência linear de energia (do inglês, *Linear Energy Transfer*)

MLC – Colimador Multifolhas (do inglês, *Multi-Leaf Collimator*)

MRI – Ressonância Magnética (do inglês, *Magnetic Resonance Imaging*)

OAR – Órgãos de Risco (do inglês, *Organs at Risk*)

OBI – (do inglês, *On-Board Imaging*)

PACS – Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (do inglês, *Picture Archiving and Communication System*)

PET/CT – Tomografia com Emissão de Positrões/ Tomografia Computorizada (do inglês, *Positron Emission Tomography/ Computed Tomography*)

PSA – Antígeno Específico da Próstata (do inglês, *Prostate Specific Antigen*)

PTV – Volume Alvo de Planeamento (do inglês, *Planning Target Volume*) **MRI** – Ressonância Magnética (do inglês, *Magnetic Resonance Imaging*)

RT – Radioterapia (do inglês, *Radiotherapy*)

SBRT – Radioterapia Estereotática Corporal (do inglês, *Stereotactic Body Radiotherapy*)

SP – Decúbito Dorsal (do inglês, *Supine Position*)

SSDE – Estimativa da Dose Específica por Dimensão (do inglês, *Size-Specific Dose Estimate*)

TPS – Sistema de Planeamento (do inglês, *Treatment Planning System*)

UNSCEAR – Comité Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atómica (do inglês, *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*)

VMAT – Terapia em Arco Modulada Volumetricamente (do inglês, *Volumetric Modulated Arc Therapy*)

Lista de Unidades de Medida

cm – Centímetro

Gy – Gray

kV – Quilovoltagem

kg - Quilograma

mA- Miliamperes

MBq - Megabecquerel

mSv – MiliSievert

mm – Milímetro

MV – Megavoltagem

UH – Unidades *Hounsfield*

Índice de Figuras

Figura 1-CT de Planeamento	24
Figura 2-Acelerador Linear com a indicação da localização da ampola e detetor das imagens de kV	26
Figura 3-Representação da definição de CTDI	29
Figura 4-Exame de PET/CT com 18F-FDG na NM da mama	48
Figura 5-Exame de PET/CT com 18F-FDG na NM de pulmão	49
Figura 6-Exame de PET/CT com 68 Ga-PSMA na NM de próstata	49
Figura 7-Imagens de CT de planeamento de NM da mama.....	50
Figura 8- RT a doentes com NM da mama, representação do posicionamento (A) e imagem de CBCT plano axial (B), respetivamente.	52
Figura 9-Imagem de CBCT de NM do Pulmão em diferentes planos anatómico: axial (A), coronal(C) e sagital(D). Imagem de CT de planeamento axial (B), respetivamente.	53
Figura 10- Posicionamento na RT para doentes com NM do Pulmão, indicado no tratamento com hipofracionamento (A) e para fracionamento convencional (B), respetivamente.	53
Figura 11- RT a doentes com NM de próstata, representação do posicionamento (A) e imagem de CBCT plano axial (B), respetivamente.	53

Índice de Gráficos

Gráfico 1- Número de CT de diagnóstico realizadas e respetiva percentagem doentes com NM da Mama.....	56
Gráfico 2- Percentagem de doentes que realizaram 0,1, 2 ou 3 PET/ CT no caso da NM da Mama.....	58
Gráfico 3- Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM de Mama.....	59
Gráfico 4- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM da mama	60
Gráfico 5- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM da Mama	62
Gráfico 6- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM da Mama.....	62
Gráfico 7- Número de CT de diagnóstico realizadas e respetiva percentagem doentes com NM do pulmão.....	65
Gráfico 8- Percentagem de doentes que realizaram 0,1, 2,3, 4 ou 5 PET/ CT no caso da NM do pulmão.....	69
Gráfico 9- Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM Do Pulmão	70
Gráfico 10- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM de Pulmão	71
Gráfico 11- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM do Pulmão	72
Gráfico 12- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM do Pulmão.....	73
Gráfico 13- Número de CT de diagnóstico realizados em doentes com NM da Próstata...	75
Gráfico 14- Percentagem de doentes que realizaram 0 ou 1 PET/ CT na NM da Próstata.	78
Gráfico 15 - Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM Próstata.....	80
Gráfico 16- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM de próstata.....	81

Gráfico 17- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM da Próstata.....	82
Gráfico 18- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM da Próstata.	83

Lista de Tabelas

Tabela 1- Fatores de conversão de DLP para dose efetiva	30
Tabela 2-Identificação e respetivas marcas dos equipamentos utilizados no presente estudo consoante a área e modalidade de imagem.	46
Tabela 3-Parâmetros de exposição mais comuns na CT de diagnóstico. Todos os protocolos com modelação da corrente.	46
Tabela 4-Parâmetros de exposição mais comuns na PET/CT. Todos os protocolos com modelação da corrente.	48
Tabela 5-Parâmetros de exposição mais comuns na CT de planeamento. Todos os protocolos com modelação da corrente	49
Tabela 6-Parâmetros de exposição mais comuns no CBCT	52
Tabela 7- Média da idade e do BMI na NM da mama, pulmão e próstata, comparação com referências.....	55
Tabela 8-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT Crânio-Encefálica e para CT TAP na NM da mama.....	57
Tabela 9-Dose efetiva (mSv) da CT de diagnóstico consoante a região anatómica estudada na NM da Mama	57
Tabela 10-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM da mama	58
Tabela 11-Dose efetiva (mSv) da PET/CT, considerando apenas a parte da CT no contexto da NM da mama	59
Tabela 12-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM da mama	60
Tabela 13-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM da mama	61
Tabela 14-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM da mama.....	63
Tabela 15-Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM da mama por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional	63
Tabela 16-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT na NM do pulmão.....	67

Tabela 17- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico apenas de amostra significativa com doentes padrão na NM do pulmão.....	68
Tabela 18-Dose efetiva (mSv) na CT.....	68
Tabela 19-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM do pulmão.	69
Tabela 20-Dose efetiva (mSv) da PET/CT	70
Tabela 21-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM de Pulmão.	71
Tabela 22-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM do pulmão	72
Tabela 23-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM do pulmão	73
Tabela 24-Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM do pulmão por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional.	74
Tabela 25-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico na NM da próstata.	77
Tabela 26-Dose efetiva (mSv) das CT de diagnóstico na NM de próstata.	78
Tabela 27- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM de próstata.....	79
Tabela 28-Dose efetiva (mSv) da PET/CT.	79
Tabela 29-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM da próstata.	81
Tabela 30-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM da próstata	81
Tabela 31- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM da próstata.	83
Tabela 32- Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM de próstata por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional.	84
Tabela 33-Valores típicos de exposição da ULS de Coimbra nas CT de diagnóstico mais frequentemente realizadas no contexto do estudo, em comparação com os valores reportados na literatura.	86
Tabela 34- DRLs com o percentil 75 dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico da região anatómica do tórax(European Commission, 2021).	87

Introdução

Atualmente, observa-se um aumento significativo da exposição da população à radiação ionizante em consequência dos procedimentos médicos. Este facto exige uma evolução contínua na área da Proteção Radiológica, refletindo uma preocupação crescente com os riscos inerentes a este tipo de exames, nomeadamente o desenvolvimento de neoplasias radioinduzidas (Diário da República, 2018).

A Tomografia Computorizada (CT) desempenha um papel central nas práticas imagiológicas da medicina, sendo amplamente utilizada para o diagnóstico e *follow-up* de várias patologias. Para além disso, na área da oncologia, particularmente para o tratamento de Neoplasias Malignas (NM) com Radioterapia Externa (EBRT), a CT é uma ferramenta fundamental, quer a nível de pré-planeamento quer para a verificação do tratamento. Esta modalidade imagiológica é responsável por uma parte significativa da exposição global dos doentes à radiação. Assim, o equilíbrio entre o risco da exposição à radiação e os benefícios clínicos de cada exame devem ser cuidadosamente ponderados, tendo em conta a dose efetiva associada a cada procedimento (Smith-Bindman et al., 2023).

A Radioterapia (RT) é uma modalidade terapêutica que utiliza doses elevadas de radiação ionizante e é utilizada tanto no tratamento de neoplasias malignas como benignas, embora com menor prevalência no segundo caso. Para além da dose administrada durante o tratamento, os doentes que realizam RT estão expostos a doses adicionais de radiação através de exames imagiológicos, como a CT de diagnóstico, a PET/CT, a CT de planeamento e a técnica de imagem CBCT usada durante a verificação do tratamento (Altalib et al, 2025).

Em Portugal, não se encontram disponíveis registos abrangentes e sistematizados que monitorizem de forma detalhada a exposição à radiação dos doentes durante o percurso diagnóstico e terapêutico de uma NM, particularmente no que se refere aos procedimentos inerentes à RT.

A relevância deste estudo é sublinhada pelos dados epidemiológicos globais e nacionais que indicam uma elevada prevalência de NM. Em 2022, a nível mundial, foram registados aproximadamente 20 milhões de novos casos de NM e 9,7 milhões de óbitos. Em Portugal, no mesmo ano, foram diagnosticados 69.567 novos casos de NM, com uma prevalência a cinco anos de 203.570 pessoas, e estima-se que um em cada quatro portugueses esteja em

risco de desenvolver NM antes dos 75 anos. Entre o sexo masculino, a NM da próstata é a mais prevalente, seguida da NM colorretal e da NM do pulmão; entre o sexo feminino, a NM da mama é a mais comum, seguida também da NM colorretal e da NM do pulmão (Globocan, 2022).

Dada a crescente incidência de NM e a expansão do uso de CT no contexto do diagnóstico e tratamento e seguimento oncológico, torna-se imperativo avaliar a exposição global à radiação ionizante e compreender os riscos associados. Este estudo pretende fornecer dados essenciais para a melhoria das práticas clínicas, com o objetivo de frisar que qualquer uso de radiação ionizante na medicina deve ser justificado e deve sempre ser ponderado o risco de expor um doente a radiação ionizante, com todos os efeitos biológicos nefastos, em benefício do valor terapêutico ou de diagnóstico que deste possa advir. Neste contexto, promove-se a aplicação dos princípios de proteção radiológica, nomeadamente o princípio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA), que visa reduzir a exposição à radiação a níveis minimamente necessários.

Em suma, esta investigação procura quantificar a exposição global à radiação associada aos exames de CT realizados por doentes submetidos a EBRT para tratamento de NM do pulmão, mama e próstata, ao longo das diferentes fases da doença, desde o diagnóstico ao *follow-up*. Para tal, os ficheiros de dose relativos aos diferentes exames realizados, foram analisados.

Este trabalho está estruturado em vários capítulos, iniciando-se com um enquadramento teórico que aborda conceitos fundamentais, posteriormente são descritos os métodos utilizados no estudo, os resultados obtidos, a sua análise crítica e as principais conclusões retiradas, com base nos objetivos propostos.

Enquadramento Teórico

O presente enquadramento tem por objetivo delinear os conceitos fundamentais para a presente investigação, abrangendo a radiação ionizante e os seus efeitos biológicos, os princípios de proteção radiológica e dosimetria, bem como diferentes modalidades de imagem. Adicionalmente, é feita uma abordagem às NM, fatores de risco, diagnóstico e acompanhamento clínico. Esta estruturação rigorosa pretende garantir uma fundamentação científica sólida, indispensável à avaliação crítica e à otimização dos procedimentos relacionados com a utilização da radiação no âmbito oncológico.

Radiação Ionizante

Por radiação entende-se a propagação de energia através do espaço ou da matéria, no vácuo ou em qualquer meio, que pode ser resultante de processos naturais como a radiação solar, ou de processos artificiais, como a radiação emitida por equipamentos médicos (IAEA, 2024).

A radiação eletromagnética pode ser caracterizada, pelos efeitos na sua interação com a matéria: radiação ionizante e radiação não ionizante, dependendo da sua capacidade para ionizar átomos ou moléculas (WHO, 2023).

A radiação não ionizante encontra-se num estado de energia inferior e não transporta energia suficiente para ionizar convencionalmente os átomos. A energia por fóton não é suficientemente elevada para romper estruturas celulares importantes, alterar o crescimento celular ou produzir partículas de alta energia. Exemplos desta radiação são as ondas rádio, micro-ondas, infravermelho, luz visível e ultravioleta (WHO, 2023).

A radiação ionizante é caracterizada por ter energia superior à energia de ligação dos eletrões de um átomo ao seu núcleo, sendo a sua energia suficiente para arrancar eletrões dos seus níveis orbitais. É invisível, indolor, inaudível e insípida e propaga-se na forma de ondas Eletromagnéticas (Gama ou Radiação-X) ou partículas (neutrões, beta ou alfa) (IAEA, 2014).

As partículas carregadas alfa e beta ionizam diretamente os átomos, quando possuem energia suficiente, através de múltiplas interações de *Coulomb* (UNSCEAR, 2021).

As partículas alfa são constituídas por dois prótons e dois neutrões, idênticos ao núcleo de um átomo de hélio. Devido à sua massa e carga, uma partícula alfa produz iões numa área muito bem localizada, e vai perdendo alguma da sua energia cada vez que a partícula produz um ião (a sua carga positiva atrai os eletrões para longe dos átomos). Estas partículas têm um curto alcance no ar (1-2 cm) e a sua blindagem pode ser efetuada por uma folha de papel ou pela epiderme. No entanto, se os materiais emissores alfa são inalados ou ingeridos expõem os tecidos internos diretamente e desta forma podem causar danos biológicos (risco de NM, principalmente do pulmão). Exemplos de Radiação alfa (α) são os materiais radioativos como o urânio e o rádio (UNSCEAR, 2021).

As partículas beta têm menor massa do que as alfa e melhor capacidade de penetração em materiais ou tecidos, podendo penetrar até 1-2 cm em água. Consistem em eletrões (β^-) ou positrões (β^+) de alta energia, tendo uma partícula beta negativa origem no núcleo enquanto um eletrão é externo ao núcleo. Já uma partícula beta positiva é emitida a partir de um átomo que decai pela transformação de um próton num neutrão. Quando a energia das partículas beta é consumida, a partícula negativa une-se a um átomo ou molécula tornando-se num eletrão periférico, enquanto, no caso de uma partícula beta positiva, esta colide com um eletrão do meio e as duas partículas aniquilam-se mutuamente, produzindo radiação gama. A radiação beta pode ser completamente absorvida por folhas de plástico ou vidro e normalmente não penetram além da camada superficial da pele; no entanto, os emissores beta de alta energia podem causar queimaduras na pele. Tais emissores também podem ser perigosos se inalados ou ingeridos. Esta radiação pode causar efeitos prejudiciais na saúde, crónicos ou agudos. Contudo é usada em algumas terapias de Medicina Nuclear, como o carbono-14 e estrôncio-90 (DGS, 2016).

A Radiação Gama pode ser extremamente penetrante, podendo causar ionizações que danificam tecidos e Ácido Desoxirribonucleico (DNA) e podendo percorrer longas distâncias através do ar, corpo, tecidos e outros materiais. Assim, apenas materiais com um número atómico elevado como o chumbo ou o tungsténio conseguem efetuar a blindagem, o que leva a que possa haver absorção de doses significativas de radiação gama nos órgãos sem que haja inalação ou ingestão de materiais emissores gama. A Radiação Gama provém das transformações ocorridas no núcleo de átomos instáveis, como o urânio, rádio e tório, que emitem partículas (alfa, beta e gama) e energia, transformando-se sucessivamente noutros

elementos até alcançarem a estabilidade. Este processo, designado de radioatividade, resulta na emissão espontânea de radiação. As fontes radioativas podem ser classificadas como "seladas" ou "não seladas". Por exemplo, os radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear são fontes "não seladas", encontrando-se estes, na maioria das vezes, na forma líquida para administração em doentes. Em contraste, as fontes "seladas" têm o material radioativo contido de forma segura e isolada, evitando a libertação de radiação para o ambiente. Exemplos de materiais radioativos em fontes seladas incluem o cobalto-60 e o cézio-137, que são frequentemente utilizados em tratamentos, como na RT(DGS, 2016).

Os fótons têm propriedades específicas, sendo as mais importantes o curto comprimento de onda e a elevada frequência. São, portanto, fótons de alta energia, que podem ser produzidos por interações dos eletrões do feixe ou com os eletrões orbitais dos átomos do ânodo ou com os seus núcleos. A radiação-X tem uma penetração semelhante à radiação gama e como tal, na falta da blindagem com materiais de número atómico elevado pode ocorrer a exposição a doses suficientemente altas por parte de órgãos internos do organismo. Esta radiação surge da interação de eletrões com determinados materiais que se podem propagar no ar, água, vácuo e outros materiais. Tem um poder de penetração considerável, sendo capaz de atravessar tecidos biológicos e materiais com diferentes densidades. Contudo, a sua absorção é variável, dependendo do tipo de tecido (ossos, tecidos moles, etc.), o que a torna ideal para imagens médicas, como radiografias e CT. Para proteger o corpo da sua ação, utiliza-se material denso, como chumbo (Carvalho Veludo, n.d.).

Os Neutrões podem ser libertados em reações de fissão e fusão nucleares e estão presentes na radiação cósmica, podendo ser produzidos artificialmente em aceleradores através de colisões entre partículas. São partículas sem carga, com elevado poder de penetração, e bastante difíceis de bloquear. Materiais ricos em hidrogénio, como água ou betão baritado, são usados para atenuar a sua ação. Indiretamente, são altamente ionizantes já que provocam a libertação de partículas carregadas quando colidem com os átomos, causando sérios danos biológicos. São exemplos de fonte, os reatores nucleares. Os neutrões são, de facto, o único tipo de radiação que é capaz de tornar outros materiais radioativos (Trincão, 2018).

Utilização Clínica da Radiação ionizante

A escolha do tipo de radiação depende do objetivo, diagnóstico ou terapêutico, e da necessidade de equilibrar eficácia e segurança.

O uso médico da radiação é a maior fonte de exposição a radiação artificial e inclui três áreas distintas, a Radiologia, a RT e a Medicina Nuclear. O uso de radiação ionizante para o diagnóstico médico e para a terapêutica varia em relação à zona do corpo humano exposta, estando na maior parte das vezes confinada a uma região anatómica específica. Uma quantidade tão grande de energia por fóton pode quebrar estruturas celulares importantes, com implicações nos efeitos da radiação ionizante na saúde. Os emissores de radiação ionizante ocorrem naturalmente, mas o que os torna particularmente perigosos é a energia envolvida em processos como a imagiologia médica, ou na produção de energia nuclear a partir de materiais radioativos. Equipamentos que emitem radiação ionizante, como a Tomografia Computorizada (CT) para diagnóstico e o Acelerador Linear (AL) para terapêutica, são exemplos de fontes de radiação.

O efeito fotoelétrico e o efeito de *Compton* estão intimamente ligados ao campo da imagiologia médica e ao uso de radiação ionizante, uma vez que ambos descrevem a interação entre a radiação eletromagnética e a matéria, base fundamental para as técnicas de diagnóstico por imagem. Estes fenómenos permitem a diferenciação de tecidos e a formação de imagens, enquanto influenciam a dose de radiação usada para obter um diagnóstico eficaz.

O efeito fotoelétrico é predominante quando se utiliza radiação-X de baixa a média energia, como nas radiografias. Quando os fótons atravessam o corpo humano, podem ser absorvidos por átomos presentes nos tecidos, provocando a ejeção de eletrões. Este fenómeno ocorre sobretudo em átomos pesados, como o cálcio presente nos ossos, resultando numa absorção elevada da radiação. Esta maior absorção diferencia claramente o osso do tecido mole nas radiografias, permitindo uma visualização clara das estruturas ósseas. A capacidade de absorção de diferentes tecidos (com base no efeito fotoelétrico) gera contrastes na imagem final, sendo fundamental para a obtenção de imagens médicas de alta resolução (Rosão, n.d.).

O efeito de *Compton* torna-se dominante em radiações de maior energia, como a radiação-X de alta energia usados em CT ou em Acelerador Linear. Neste caso, os fótons de alta energia interagem principalmente com eletrões livres ou fracamente ligados nos átomos, espalhando-se e transferindo parte da sua energia aos eletrões. Este espalhamento contribui para a dispersão da radiação dentro do corpo, o que pode causar um ligeiro desfocar da imagem, mas é também útil para a avaliação de densidades dos tecidos. Além disso, o efeito *Compton* é uma das principais fontes de radiação secundária ou dispersa, um fator importante na dosimetria (UNSCEAR, 2021).

No contexto da RT, os dois efeitos são explorados para danificar células tumorais. A absorção de radiação ionizante por parte das células (devido ao efeito fotoelétrico ou de *Compton*) pode induzir quebras no DNA, destruindo as células tumorais (UNSCEAR, 2021).

Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

A radiobiologia é a ciência que estuda os efeitos biológicos das radiações ionizantes, sendo responsável pela análise das interações da radiação a nível celular, bem como dos efeitos resultantes dessas interações. A radiação ionizante pode ocasionar uma vasta gama de efeitos biológicos, cuja magnitude e natureza são dependentes de múltiplos fatores, incluindo a dose, o tipo de radiação, a duração da exposição, a idade e o estado de saúde do doente, bem como a radiosensibilidade (World Health Organization, 2016).

O DNA é um composto orgânico responsável pela codificação da informação genética que controla o desenvolvimento, funcionamento e reprodução celular. É altamente sensível à radiação, o que pode comprometer a integridade genética da célula. Dependendo da dose de radiação e da capacidade de reparação da célula, esses danos podem levar a mutações, morte celular programada (apoptose) ou, em casos mais graves, a transformações malignas (World Health Organization, 2016).

A radiação ionizante, como referido anteriormente, tem a capacidade de afetar o DNA de várias formas, através de ações diretas ou indiretas. Os danos diretos são causados pela interação da radiação diretamente com a molécula de DNA, ionizando um ou mais pares de nucleótidos. O processo de ação direta da radiação é dominante para radiações de alta transferência linear de energia (LET) como é o caso dos neutrões, dos prótons e das

partículas alfa. Estas partículas com alto LET perdem energia muito rapidamente, produzindo assim muitas ionizações numa pequena distância. Os danos indiretos ocorrem devido à interação da radiação com moléculas de água presentes no meio intracelular. A referida interação gera moléculas ou átomos que possuem um ou mais eletrões desemparelhados na sua camada externa, tornando-os extremamente reativos. Estas espécies químicas, denominadas radicais livres, estabelecem interações com a molécula de DNA, provocando ionizações nos nucleótidos. Este processo, de ação indireta da radiação, é dominante para radiações de baixa transferência linear de energia, como é o caso dos fótons e das partículas beta (Trincão, 2018).

Os efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes classificam-se em somáticos e hereditários. Os efeitos somáticos manifestam-se no doente irradiado, enquanto os efeitos hereditários são transmitidos aos seus descendentes. De acordo com a sua resposta, estes efeitos biológicos podem ser classificados como determinísticos ou estocásticos (Boice Jr et al., 2011; DGS, 2016).

Os efeitos determinísticos ou tecidulares resultam da exposição à radiação ionizante que, quando em dose suficiente, provoca danos celulares ou a morte celular, prejudicando a função do tecido ou órgão irradiado. Considera-se que, para a ocorrência de qualquer efeito determinístico, um designado número ou proporção de células tem de ser afetado, pelo que haverá uma dose limiar abaixo do qual o número ou a proporção de células afetadas é insuficiente para ocasionar o dano ou a manifestação clínica, ou seja, para a ocorrência do efeito. Com o aumento da dose de radiação, menos células sobrevivem intactas e, portanto, os efeitos determinísticos aumentam, em gravidade e frequência, de forma linear com o aumento da dose. O momento do aparecimento de danos no tecido varia de algumas horas a vários meses após a exposição (“latência”), dependendo do tipo de efeito e das características do tecido particular. Tal acontece porque a sensibilidade dos tecidos à radiação ionizante é variável, sendo diretamente proporcional à atividade proliferativa celular e inversamente proporcional à maturidade celular. Assim, ovários, testículos, medula óssea, tecido linfático e cristalino são alguns dos tecidos mais radiosensíveis. Neste contexto, os principais efeitos determinísticos incluem: a indução de esterilidade temporária e permanente nos testículos e nos ovários; a redução da eficácia do processo hematopoiético, resultando em diminuição do número de células sanguíneas;

eritema cutâneo, descamação e formação de bolhas, que podem levar à perda da integridade da superfície da pele; desenvolvimento de opacidade do cristalino, resultando em deficiência visual, como catarata; e processos inflamatórios que podem afetar qualquer órgão (Cornélio A. Tobias; Milton Burton; Arthur Canfield Upton; Myron Luntz; Asokendu Mozumder; José Silverman, 2025).

Os efeitos estocásticos envolvem a modificação não letal do material genético em células somáticas ou germinativas do doente exposto. Caracterizam-se por uma relação probabilística, ou seja, a probabilidade para que ocorra o efeito (mas não a sua gravidade) depende da dose de radiação ionizante. Essa modificação é convencionalmente considerada como sendo devida a mutações no DNA do núcleo da célula quando esta não é adequadamente reparada, o que pode conduzir a NM no doente exposto se ocorrer numa célula somática. Se a célula afetada for uma célula germinativa, as anomalias genéticas hereditárias nos descendentes do doente exposto constituem um resultado adicional, embora extremamente raro.

Assim, as NM e as anomalias genéticas hereditárias são dois efeitos estocásticos que ocorrem a longo prazo e que são normalmente considerados fenómenos sem limiar de dose: na ausência de dados mais detalhados a baixas doses, assume-se que qualquer incremento de dose de radiação, não importa quão pequena seja, pode, teoricamente, produzir um aumento na probabilidade de um efeito estocástico. Em doses suficientemente elevadas (aproximadamente 2500 mSv), essa probabilidade diminui devido aos efeitos da morte celular associada. Contudo, a severidade do efeito estocástico induzido pela radiação não está relacionada com a dose, ou seja, o efeito estocástico depende exclusivamente da probabilidade de uma modificação relevante numa célula e da sua progressão para NM (DGS, 2016).

A preocupação com a exposição à radiação de baixa dose, especialmente em procedimentos médicos como a CT (RT, Medicina Nuclear, Radiologia), tem aumentado. Alguns estudos sugerem que essa exposição pode estar ligada a riscos de desenvolvimento de NM e outras patologias (DGS, 2016). Existe uma necessidade de justificação e otimização dos protocolos de imagem utilizados em todas as áreas (Shuryak et al., 2021).

Proteção Radiológica, Dosimetria e Grandezas Associadas

No que diz respeito às doses recebidas pelos doentes, a norma vigente refere que estas deverão ser tão baixas quanto possível como é referido no Artigo 4º da Diretiva 97/43/EURATOM (Comunidade Europeia da Energia Atómica). Segundo a *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR), a tendência crescente da exposição à radiação nos exames de diagnóstico com Radiação-X deve-se a duas causas: mudanças no tipo e na frequência dos procedimentos realizados, bem como alterações nos níveis de dose dos procedimentos padrão (UNSCEAR, 2021).

Em Portugal, o uso de qualquer tipo de radiação ionizante é regulado pelas normas e diretrizes de Proteção Radiológica estabelecidas pelas duas autoridades competentes, Entidade Reguladora da Saúde e pela Agência Portuguesa do Ambiente. A legislação portuguesa que contempla esta informação encontra-se principalmente descrita no Decreto-Lei n.º 108/2018, de 3 de dezembro, que estabelece o regime jurídico da Proteção Radiológica, bem como as atribuições da autoridade competente e da autoridade inspetiva para a Proteção Radiológica, transpondo para a ordem jurídica interna a Diretiva 2013/59/Euratom, do Conselho, de 5 de dezembro de 2013, alterado pelo Decreto-Lei n.º 139-D/2023, de 29 de dezembro, constituindo uma das principais alterações o facto de a Entidade Reguladora da Saúde passar a constar como autoridade competente, no âmbito das suas funções de regulação e supervisão dos setores público, social e privado da saúde, com efeitos a partir de 1 de julho de 2024. Além disso, as novas regras de reconhecimento de qualificações profissionais e formação em proteção radiológica entrarão em vigor em 1 de janeiro de 2025 (*Regulamentação APA*, 2024).

A nível internacional, destacam-se duas organizações no campo da Proteção Radiológica: a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). A ICRU baseia-se no Sistema Internacional de Unidades (SI) e é responsável por emitir recomendações sobre unidades e medidas radiométricas, terminologia, procedimentos de medição e dados de referência, promovendo o uso seguro e eficiente das radiações ionizantes. Já a ICRP, é responsável por promover o desenvolvimento da PR, emitindo recomendações para a proteção e segurança radiológica a nível mundial.

Toda a radiação ionizante é potencialmente nociva, e existem inúmeras metodologias para a quantificação da sua exposição. Os principais conceitos de dosimetria em Proteção Radiológica incluem:

- **Dose absorvida:** É uma grandeza física que mede a quantidade de energia depositada pela radiação num determinado material ou meio. Esta dose é expressa em Gray (Gy) e representa a energia total absorvida, sem considerar o tipo específico de radiação nem os seus efeitos biológicos sobre o tecido (Mafraji, 2023).
- **Dose equivalente:** É a dose absorvida multiplicada pelos fatores de ponderação da radiação, que ajusta os efeitos teciduais com base no tipo de radiação emitida. É expressa em Sieverts (Sv) que é a unidade SI para a dose equivalente e dose efetiva. Esta unidade é usada para avaliar o impacto da radiação ionizante nas células biológicas e é usada essencialmente nas aplicações médicas e na Proteção Radiológica. Para a radiação- X, incluindo CT, o fator de ponderação de radiação é 1 (Mafraji, 2023).
- **Dose efetiva:** É uma grandeza física utilizada para estimar reações teciduais (ou efeitos estocásticos) de exposição à radiação ionizante, igualmente expressa em Sv, e que, para além da ponderação pelos diferentes tipos de radiação, considera uma ponderação associada às diferentes radiosensibilidades dos órgãos. Matematicamente, a dose efetiva é uma média ponderada das doses equivalentes sobre todos os órgãos e tecidos do corpo humano, para os quais podem ser calculados valores específicos, em detrimento de radiação, e especificados fatores de ponderação, consoante os tecidos. Uma abordagem mais precisa consistiria em considerar as doses efetivas recebidas pelos órgãos, no entanto, obter esses valores para exames específicos nem sempre é viável. O modelo de dose efetiva pode ser considerado apenas uma aproximação para qualquer abordagem dosimétrica que se baseie nas doses recebidas por todos os órgãos expostos durante um exame. De maneira semelhante, a estimativa do risco de NM associado a um determinado exame deve ser preferencialmente fundamentada com base nos riscos relacionados a órgãos específicos para cada tipo de NM de interesse (Annals of the ICRP Published on Behalf of the International Commission on Radiological Protection, 2012).

Assim, a dosimetria retrospectiva é importante para a avaliação de risco individual e para os estudos epidemiológicos analíticos, como variável de interesse. Portanto, é essencial

avaliar a exposição à radiação oriunda de procedimentos médicos, ao longo da vida, onde a dose efetiva corresponde à medida mais usada.

Princípios da Proteção Radiológica

O princípio da Proteção Radiológica, expresso no capítulo II do Decreto-Lei nº108/2018, artigo 5º, alerta para a necessidade de uma clara justificação da utilização da radiação na valência de diagnóstico, devendo existir um benefício para o doente superior ao risco (Diário da República, 2018).

A exposição de indivíduos à radiação ionizante, seja na qualidade de doentes durante procedimentos médicos ou como trabalhadores responsáveis pela sua realização, é regulada por um conjunto de princípios fundamentais, no âmbito de um quadro regulamentar internacional. Esses três princípios estão definidos no Capítulo II do Decreto-Lei nº 108/2018 e são: o princípio da justificação, o princípio da otimização e o princípio da limitação da dose.

O princípio da justificação estabelece que qualquer prática que envolva exposição à radiação ionizante deve ser justificada. Isso significa que a realização de exames médicos, como a CT, deve ser baseada numa avaliação rigorosa dos benefícios esperados em relação aos riscos potenciais de exposição. As decisões relativas à realização de exames devem ser fundamentadas na informação clínica do doente. A implementação de diretrizes de imagem clínica desempenha um papel crucial, pois fornece suporte à decisão diagnóstica, evitando a realização de práticas desnecessárias e promovendo uma distribuição eficaz dos recursos hospitalares, que são frequentemente limitados. Diversos países, como os Estados Unidos da América e o Reino Unido, assim como várias organizações internacionais, incluindo a *European Society of Radiology* (ESR) e a sua campanha *EuroSafe Imaging*, têm desenvolvido e adotado diretrizes clínicas para melhorar a qualidade e a segurança dos exames de imagem. Adicionalmente, o consentimento informado é um elemento fundamental nesse processo, pois permite que o doente participe ativamente na decisão sobre a realização do exame, assegurando que esteja plenamente ciente dos riscos e benefícios associados à exposição à radiação (Gonçalves, 2021).

O princípio da otimização, habitualmente designado por princípio ALARA, indica que cada prática deve garantir que a exposição dos indivíduos seja tão baixa quanto razoavelmente atingível, tendo em conta fatores económicos e sociais. A otimização da Proteção Radiológica assenta na implementação de procedimentos ajustados, de modo a assegurar a dose de radiação estritamente necessária para obter a informação diagnóstica clinicamente relevante no cumprimento do princípio fundamental da Proteção Radiológica, considerando que a qualidade diagnóstica da imagem deve ser mantida. De realçar que a relação benefício-risco da exposição num exame de CT pode facilmente ser comprometida se a prescrição do exame de CT não for devidamente justificada e se não se ajustar o processo de otimização. Por outro lado, uma redução excessiva da dose não deve ocorrer, pois pode culminar em exposições adicionais para colmatar a perda de informação de diagnóstico. Equiponderar esta relação pressupõe um compromisso entre uma qualidade de imagem aceitável para o correto diagnóstico e o uso de menor dose possível. As auditorias clínicas internas e externas são uma excelente ferramenta para verificar regularmente a qualidade da implementação das práticas de Proteção Radiológica.

O princípio da limitação da dose estipula que todas as estratégias de redução da exposição devem ser desenvolvidas de modo a que a acumulação das doses não exceda o limite estipulado. A República Portuguesa estipula os limites de dose tanto para o público como para os trabalhadores sendo que, o limite de dose efetiva para os membros do público é fixado em 1 mSv por ano e para trabalhadores expostos é fixado em 20 mSv. Em situações de exposição planeadas, a soma das doses recebidas por um doente não deve exceder os limites de dose estabelecidos para a exposição ocupacional ou para a exposição do público. Assim, o princípio da limitação de doses não se aplica às exposições médicas para diagnóstico (Trincão, 2018).

Tomografia Computorizada

A CT permite a obtenção dos coeficientes de atenuação linear dos tecidos, que correspondem às suas densidades eletrónicas. Estes coeficientes são visualizados em imagens através de uma escala de cinzentos, determinada pelas Unidades de *Hounsfield* (UH). As UH variam consoante o nível de absorção da radiação-X de baixa energia

(diferenças de potencial na ordem dos kV) por diferentes tipos de tecidos, sendo que a escala vai de -1000 UH (menor densidade, por exemplo, ar) até valores superiores a +1000 UH (altamente densos, por exemplo estruturas ósseas) (IAEA, n.d.-a). Esta capacidade de diferenciação é fundamental para a avaliação diagnóstica de diversas patologias. A atenuação depende do número atómico médio do tecido, da sua densidade e da intensidade do feixe, seguindo a Lei de *Lambert-Beer*. (Mano, 2018)

Em termos gerais, a estrutura geral de um equipamento de CT é composto pela *gantry*, onde estão instalados os principais sistemas responsáveis pela aquisição de imagem, incluindo o emissor e o detetor de radiação; a mesa, onde o doente é posicionado para a realização do exame; e a consola, que serve como *interface* entre o equipamento e o profissional de saúde, permitindo a aquisição, visualização e reconstrução da imagem. O armazenamento e transmissão das imagens em formato digital é feita através de sistemas *Picture Archiving and Communication System* (PACS).

Na *gantry*, está presente a ampola que possui uma pequena abertura, permitindo a saída da radiação-X. No interior da ampola encontra-se o cátodo, um filamento que é aquecido para produzir um feixe de eletrões. Estes são posteriormente acelerados através de uma diferença de potencial, em direção a um alvo de tungsténio carregado positivamente, o ânodo. O ânodo encontra-se em rotação contínua para garantir que o feixe de eletrões desgaste o material de forma uniforme e para facilitar o arrefecimento. Como o fluxo de eletrões não pode ser obstruído por partículas, o interior da ampola é mantido em vácuo (Gonçalves, 2021).

A tensão aplicada (expressa em kV) entre o filamento e o alvo afeta a gama de energias da radiação-X emitida. A corrente (expressa em Miliamperes mA), usada para aquecer o filamento, e a duração desta corrente (expressa em segundos), afetam a quantidade total de radiação-X emitida. A maioria dos eletrões do feixe interage com os eletrões da camada externa do alvo e a sua energia cinética é perdida sob a forma de calor. A radiação- X de menor energia é atenuada por um filtro colocado à saída da ampola. Por fim, o feixe de radiação- X é colimado por um colimador de chumbo, que evita a irradiação de tecidos que não são alvo da análise. Após atravessar o doente, o feixe de radiação ionizante é identificado por detetores, compostos por cintiladores. Os cintiladores estão acoplados a fotodíodos que geram impulsos elétricos em resposta aos fotões. Os fotodíodos, que são

semicondutores, funcionam de maneira semelhante aos tubos fotomultiplicadores, convertendo a energia dos fótons em corrente elétrica. Este sinal elétrico é posteriormente processado e convertido numa imagem ponderada em densidade(Russo, 2017).

O exame de CT pode ser adquirido em modo sequencial, em que, por cada volta dada à mesa (360°) pelo detetor, o emissor de radiação-X faz apenas uma aquisição contínua. Seguidamente há um avanço da mesa e um novo disparo. No caso de a aquisição ser helicoidal, disparo contínuo é realizado durante todo o exame, enquanto a mesa se move para o interior da *gantry* a velocidade constante. Este modo permite uma aquisição mais rápida e contínua de dados. Contudo exige uma sincronização mais exata do movimento da mesa com o da *gantry*(Russo, 2017).

O exame de CT pode ser realizado em dois principais modos de aquisição: sequencial ou helicoidal, com diferenças importantes na técnica e eficiência. No modo sequencial, em que, por cada volta dada à mesa de 360° pelo detetor, o emissor de radiação-X realiza apenas um disparo contínuo. Após cada rotação, a mesa avança uma distância pré-determinada, seguindo-se outro disparo até englobar toda a área de interesse. No caso de a aquisição ser no modo helicoidal, o emissor de radiação-X mantém uma aquisição continua enquanto a mesa se desloca de forma constante para o interior da *gantry* a uma velocidade constante. Este modo permite uma aquisição de dados mais rápida e contínua. Contudo exige uma sincronização rigorosa entre o movimento constante da mesa e a rotação da *gantry*, para garantir a precisão e a qualidade das imagens(Maria Cruzeiro Antunes et al., 2019).

Neste tipo de exames é muitas vezes utilizado um meio de contraste iodado intravenoso, visando obter um melhor contraste entre tecidos normais e eventuais lesões. Apesar disso, a CT sem contraste pode ser usada em diversas situações, nomeadamente para detetar hemorragia cerebral aguda, nefrolitíase e nódulos pulmonares e para caracterizar as fraturas ósseas e outras alterações esqueléticas. Por outro lado, o contraste pode ser útil para aprimorar as imagens nos casos de NM, inflamação, para avaliar o sistema vascular, como nos casos de suspeita de embolia pulmonar, aneurisma de aorta ou dissecção da aorta (IAEA, 2024).

De modo a melhorar a distinção de tecidos com características semelhantes e facilitando a identificação de diferentes materiais foi desenvolvida a CT de dupla energia, que permite a aquisição de imagens em diferentes energias.

Outro avanço importante foi a utilização de algoritmos de reconstrução iterativa, que têm como principal benefício a redução significativa da dose de radiação recebida pelo doente, mantendo a qualidade da imagem. A maioria dos algoritmos de reconstrução mais recentes tem como objetivo reduzir o ruído da imagem, permitindo a implementação de protocolos de CT com doses mais baixas, sem diminuir a qualidade da imagem. Para além da redução de ruído, alguns dos algoritmos podem também melhorar a resolução espacial. Cada uma das projeções obtidas nos diferentes ângulos é projetada num sinograma e quando combinadas entre si possibilitam a criação da imagem através de um método de reconstrução designado por retroprojeção. Existe a possibilidade de filtragem das múltiplas projeções, aplicando a cada uma um processo matemático que irá alterar a resolução espacial e ruído. A seleção dos diferentes filtros será realizada de acordo com as áreas anatómicas e a indicação clínica em estudo. Na atualidade, a retroprojeção filtrada é o método de reconstrução mais difundido na CT e, mesmo com os avanços tecnológicos ao nível do *hardware* e as alterações subjacentes, continua a ser utilizada. O objetivo da reconstrução iterativa é a criação de imagens que correspondam aos dados de projeção medidos, devendo, para tal, os dados de imagem, projeção, ruído e detalhe ser modulados. É uma alternativa aos métodos analíticos sendo baseados em métodos estatísticos. Assim, os algoritmos iterativos são baseados em tentativas de maximizar ou minimizar uma função alvo, determinada por estes através de vários processos analíticos, iterações (Maria Cruzeiro Antunes et al., 2019).

Na prática clínica, a CT é utilizada em diversos contextos clínicos, demonstrando grande utilidade no diagnóstico, na intervenção e na vigilância da doença. Para assegurar uma qualidade de imagem adequada, é fundamental realizar o ajuste de um conjunto de parâmetros de exposição nos protocolos de exame. A tensão da ampola (kV) controla a "qualidade" do feixe de radiação, variando normalmente entre 80 e 140 kV. O seu efeito na dose é proporcional ao quadrado da variação na tensão da ampola, pelo que o seu aumento se traduz em melhor resolução de contraste e menor ruído. A tensão empregue na produção de radiação-X faz variar a energia dos fótons produzidos. Outro fator

importante é o produto da intensidade da corrente (miliampères-mA) e o tempo de exposição (s), conhecido como o produto da corrente pelo tempo (mAs). Este parâmetro define a intensidade do feixe de radiação-X produzido pela ampola, e o seu efeito é proporcional à dose de radiação. A espessura de corte, definida como a largura a meia altura da curva de sensibilidade do sistema, no centro do campo de observação, também desempenha um papel significativo. Quanto mais larga a espessura dos cortes, menor será o ruído e melhor a resolução de baixo contraste, mas a imagem estará sujeita à presença de artefactos. Este parâmetro é inversamente proporcional à dose de radiação e normalmente varia entre 1-10 mm. Adicionalmente, o tamanho da *range* é proporcional à dose de radiação, mas não provoca qualquer efeito na qualidade de imagem. Por outro lado, o campo de visão (FOV) tem efeito na qualidade de imagem, sendo inversamente proporcional à resolução espacial. Constatase assim que há diversidade de fatores técnicos com impacto na dose.

A modulação da corrente da ampola é uma ferramenta essencial para garantir a exposição adequada do doente em exames de CT, possibilitando uma diminuição de dose até 40% por exame, sendo que esta configuração deve ser usada na maioria dos protocolos de CT. No entanto, a principal vantagem desta ferramenta é fornecer diferentes intensidades de corrente, de acordo com o tamanho do doente e indicação do exame, contribuindo assim, para a consistência da qualidade da imagem.

Como já exposto anteriormente, a CT é responsável pela maior parte de exposição à radiação nos doentes, coletivamente. Se forem realizados vários exames de CT, a dose total de radiação pode ser relativamente elevada, colocando o doente em risco potencial. O risco de exposição à radiação *versus* o benefício do exame deve sempre ser considerado, devido à dose efetiva de radiação, a título de exemplo, uma CT abdominal/pélvica típica é igual a aproximadamente 385 radiografias simples do tórax (Mafraji, 2023).

Um relatório do *National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) in United States (Report No. 184)* mostra que as CT representaram 63% da dose coletiva de todos os procedimentos de imagem de saúde em 2016, em comparação com 50% em 2006. Embora o número de CT realizadas tenha aumentado em 20% ao longo dessa década, a dose total por pessoa para procedimentos de CT permaneceu essencialmente inalterada. Apesar destes dados, entre 2006 e 2016, a dose estimada de radiação médica não

terapêutica diminuiu em 15 a 20%, devido a uma abordagem mais criteriosa na utilização de técnicas baseadas em radiação-X.

Entretanto, os recentes avanços tecnológicos, como o controlo automático de exposição, os algoritmos de reconstrução iterativa e os detectores de CT de terceira geração, têm o potencial de diminuir consideravelmente as doses de radiação aplicadas nas CT. O *American College of Radiology* lançou dois programas, o *Image Gently* e o *Image Wisely*, com o objetivo de abordar a exposição à radiação ionizante em exames de imagem nas crianças e nos adultos, respetivamente. Os programas anteriormente referidos disponibilizam recursos e informações sobre estratégias para reduzir a exposição à radiação (Maria Cruzeiro Antunes et al., 2019).

Tomografia por Emissão de Positrões/ Tomografia Computorizada

O exame de Tomografia por emissão de positrões/Tomografia computadorizada (PET/CT) resulta da fusão de imagens anatómicas que permitem a localização da patologia, e imagens funcionais, que traduzem a dinâmica de moléculas marcadas, quando são metabolizadas pelos diferentes órgãos. No contexto oncológico, as indicações para este exame incluem, mais frequentemente, o estadiamento, re-estadiamento, a avaliação da resposta ao tratamento, mas também, a orientação para biópsias, a realização de diagnósticos diferenciais entre lesões benignas e malignas e pesquisa de NM ocultas. A combinação da imagem PET com a imagem por CT representa uma mais-valia a nível do diagnóstico, comparativamente ao resultado obtido por cada uma destas técnicas isoladamente. Assim, no sistema híbrido PET/CT consegue obter-se uma melhor resolução espacial proporcionada pela componente CT, à qual se acrescenta a informação funcional do órgão proporcionada pela PET. Outra das vantagens da utilização do sistema híbrido consiste na capacidade de se corrigir a atenuação dos fótons devido à componente CT. Em Medicina Nuclear, a atenuação consiste na diminuição do número de coincidências detetadas devido a processos de interação, como a absorção, por efeito fotoelétrico ou a dispersão, por efeito de *Compton*. Estes efeitos podem ocorrer num dos fótons resultantes da aniquilação ou em ambos (Russo, 2017).

Os sistemas de PET / CT são constituídos por quatro unidades principais: o componente CT, o componente PET, o sistema de manipulação do doente e o componente de reconstrução / visualização de dados. O componente CT encontra-se na parte anterior do equipamento, enquanto a PET é instalada na parte posterior. Esta forma de organização reflete a ordem pela qual o exame PET/CT é realizado: a aquisição da CT precede a PET para garantir que as imagens combinadas sejam precisas, oferecendo diagnósticos mais completos ao integrar as informações anatómicas e funcionais. Os sistemas CT que enquadram o sistema híbrido PET/CT são helicoidais multicorte, com tempos de rotação completa muito reduzidos, para que a aquisição de dados seja mais rápida e, desse modo, reduzir o tempo de exposição à radiação do doente.

Na prática clínica, cada vez mais, são necessários exames como os de PET e CT que recorrem a radiação ionizante para obtenção de imagens. Esta necessidade levanta questões associadas ao valor da dose de radiação a administrar a doentes durante a realização destes exames. A dose efetiva total recebida em exames de PET/CT corresponde à soma das doses resultantes de ambas as componentes. A comparação dos valores estimados de dose efetiva é feita em relação aos valores de exposição média anual de radiação proveniente de fontes naturais (2-3 mSv/ano). A contribuição da PET para a dose efetiva total é dada pelo marcador injetado, estando dependente da quantidade total de atividade administrada, da meia-vida física do emissor de positrões usado e das propriedades biocinéticas do marcador, resultando potencialmente num exame de alta dose (Jesus Fernandes, 2014).

Atualmente, o radiofármaco mais utilizado na prática clínica, em exames de PET, denomina-se Desoxiglicose marcada com flúor 18 (18F-FDG), constituído por um radionuclídeo, o flúor-18, e uma molécula análoga à glicose, a fluorodeseoxiglicose (FDG).

A FDG é utilizada como um marcador do metabolismo da glicose, sendo a acumulação de FDG no tecido proporcional ao consumo da glicose. Por esta razão, tem utilidade no estudo de doença coronária, de doenças degenerativas e de doenças oncológicas, entre outras. No contexto oncológico, apesar do aumento do consumo de glicose ser característico da maioria das NM, convém realçar que nem todas as NM exibem hipercaptação. Isto pode dever-se a vários fatores, tais como NM de baixo grau ou menores dimensões (Jesus Fernandes, 2014).

Além da PET com 18F-FDG, existem outros radiofármacos mais indicados para patologias específicas. Estes incluem, por exemplo, o Antígeno de Membrana Específico da Próstata marcado com Gálio-68 (68Ga-PSMA), que consiste numa molécula com propriedades inibitórias, que se liga com elevada afinidade à proteína PSMA, presente nas células prostáticas neoplásicas. Esta ligação permite que o 68Ga-PSMA seja acumulado em áreas onde o PSMA tem aumento da expressão, tornando-se assim uma ferramenta crucial para a caracterização da NM da próstata.

Em suma, cada radiofármaco apresenta características únicas que permitem uma melhor adaptação ao tipo de patologia a estudar, ampliando a capacidade diagnóstica e de monitorização de diversas doenças.

Radioterapia

A RT consiste numa abordagem terapêutica utilizada tanto no tratamento de NM malignas como benignas (menor expressão). Consiste na administração precisa de uma determinada dose num determinado volume tumoral, com o objetivo de danificar o material genético das células tumorais e procura preservar ao máximo os tecidos saudáveis adjacentes.

A RT tem, principalmente, dois objetivos distintos: curativo e paliativo. Estima-se que entre 50% e 70% dos doentes com NM necessitam de RT, que representa aproximadamente 40% dos tratamentos a título curativo. Quando aplicada de forma paliativa, o objetivo principal é o controlo local da progressão da doença e o alívio dos sintomas. Assim, a RT desempenha um papel crucial no tratamento curativo e na melhoria da qualidade de vida dos doentes em estadios mais avançados da doença (IAEA, n.d.).

De acordo com a localização da fonte de radiação, existem dois tipos: EBRT e Braquiterapia. A EBRT utiliza uma fonte de radiação externa ao doente e na Braquiterapia a radiação é emitida a partir de uma fonte radioativa colocada no interior do doente, de forma temporária ou permanente, ou é aplicada diretamente na superfície do corpo na região a ser tratada. Tipicamente, 80% a 90% dos doentes aos quais foi indicado um tratamento com radiação são tratados com EBRT, enquanto 10% a 20% são tratados com Braquiterapia (IAEA, n.d.).

No tratamento de EBRT, podem ser utilizadas várias técnicas no controlo local ou regional do volume tumoral. Com o aumento da dose de radiação administrada ao tumor, a probabilidade de garantir o controlo tumoral é maior, no entanto, esse incremento da dose vem acompanhado de um aumento da probabilidade de complicações nos tecidos normais, o que muitas vezes é o fator limitante em contexto clínico. Na região entre as duas curvas de sobrevivência celular é descrita a relação entre a fração de células sobreviventes, ou seja, a fração de células irradiadas que mantêm a sua integridade reprodutiva, e a dose absorvida. O modelo linear-quadrático é mais frequentemente utilizado para definir a forma das curvas de sobrevivência celular, permitindo a comparação e avaliação de esquemas de fracionamento utilizados em RT. Neste modelo, a sensibilidade ao fracionamento é controlada pela razão α/β . Os tecidos com uma razão α/β elevada são menos sensíveis ao fracionamento da dose, enquanto aqueles com uma razão α/β baixa apresentam maior sensibilidade ao fracionamento da dose. Uma das principais aplicações clínicas deste modelo consiste em calcular a dose total de um esquema de fracionamento, que produz o mesmo efeito biológico num determinado tecido quando utilizando um outro esquema de fracionamento (José Pereira Rodrigues, 2020).

Além da razão α/β , os fatores biológicos mais importantes que influenciam as respostas das NM e dos tecidos normais ao tratamento fracionado são referidos como os “seis Rs” da radiobiologia. Estes fatores incluem:

- **Reparação:** A capacidade de reparar os danos no DNA induzidos pela radiação.
- **Redistribuição:** As células em mitose são maioritariamente sensíveis à radiação, enquanto as células em fase S são maioritariamente resistentes. Com doses múltiplas, as células passam para uma fase sensível do ciclo celular, o que conduz ao efeito terapêutico.
- **Repopulação:** A proliferação celular entre frações.
- **Reoxigenação:** A sensibilidade à radiação aumenta em tecidos bem oxigenados.
- **Radiossensibilidade:** A resposta à radiação varia de acordo com a radiossensibilidade intrínseca do tumor e individual.
- **Reativação da resposta imunitária anti-tumoral-** A dose por fração e as frações consecutivas, têm um impacto real na regulação imunitária. Na era da imunoterapia, a identificação da forma como cada protocolo de RT aumenta as barreiras

imunossupressoras é necessária para conceber e implementar terapêuticas medicamentosas sinérgicas.

Estes “seis Rs” e o conceito de α/β fornecem uma base robusta para o desenvolvimento de esquemas de fracionamento na EBRT, equilibrando a eficácia no controlo tumoral com a preservação dos tecidos normais. (Ripoll-Viladomiu et al., 2024)

Principais técnicas de irradiação em Radioterapia Externa

Na EBRT, para a administração da dose de tratamento têm sido desenvolvidas diversas técnicas, permitindo tratamentos mais eficazes e com menos efeitos adversos. As técnicas de irradiação mais utilizadas são: 3D Conformacional (3DCRT) ou a técnicas especiais, nomeadamente *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT), *Volumetric Modulated Arc Therapy* (VMAT), *Stereotactic Body Radiotherapy* (SBRT) e Radiocirurgia (SRS).

A técnica de irradiação 3DCRT utiliza vários campos de tratamento estáticos e de distribuição de dose homogénea para conformar a dose de tratamento ao volume tumoral. A conformação dos campos de tratamento é realizada pelo MLC também em posição estática (Afrin & Ahmad, 2022).

A técnica IMRT, utiliza a capacidade de movimento do MLC para modular a intensidade do feixe de radiação em cada campo de tratamento, permitindo uma boa conformação do volume tumoral. A modulação da intensidade de vários feixes de radiação ao longo do tratamento e o *software* de planeamento inverso são os dois principais componentes da IMRT (Afrin & Ahmad, 2022).

A técnica VMAT é uma forma avançada de IMRT, permite efetuar tratamentos de uma forma precisa e rápida, com uma única rotação da *gantry*, durante a qual o MLC se adapta, em cada momento, proporcionando uma adequada distribuição 3D de dose. É conseguido através da alteração simultânea de três parâmetros durante o tratamento, a velocidade de rotação da *gantry*, a forma do campo tratamento através de movimentos coordenados entre as lâminas do MLC e a taxa de deposição de dose (Hunte et al., 2022).

A SBRT é uma técnica que fornece altas doses de radiação num volume alvo em menos frações de tratamento é mais utilizada em patologias do pulmão, fígado, pâncreas e rins (Buchberger & Videtic, 2025).

A SRS, administra uma dose a pequenos alvos num pequeno número de frações. Apesar do nome, não envolve cirurgia no sentido tradicional, é usada para tratar lesões pequenas, como NM cerebrais ou malformações vasculares (Hirata et al., 2024).

Workflow no tratamento com Radioterapia Externa

Consulta de pré-Planeamento

A consulta de pré-planeamento consiste no esclarecimento no que concerne aos procedimentos que esta terapêutica envolve, garantindo o consentimento informado e esclarecido. É também nesta consulta que se estabelece a história clínica com a avaliação clínica do doente.

CT de Pré-Planeamento

A CT de planeamento (figura 1) é semelhante à CT de diagnóstico, com duas principais diferenças adaptadas ao contexto terapêutico. Além dos lasers externos móveis, que facilitam a marcação e o alinhamento preciso doente, também tem diferenças na mesa na CT de planeamento é plana, em contraste com a mesa curva usada na CT de diagnóstico. Esta mesa plana é utilizada para reproduzir as condições da mesa utilizada no tratamento, garantindo a reprodutibilidade no posicionamento do doente em cada sessão. Outro ponto a ser considerado em EBRT é o FOV da *gantry*, que idealmente deve ser maior, devido aos sistemas de imobilização e inclusão de todo o contorno do doente, garantindo a precisão do posicionamento e a eficácia do plano de EBRT.

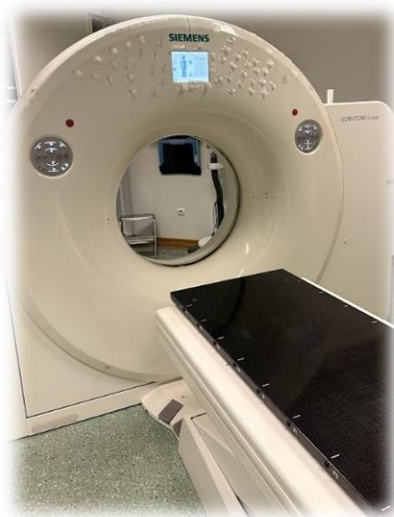


Figura 1-CT de Planeamento

A CT de planeamento (figura 1) fornece dados detalhados da anatomia do doente, bem como informação 3D do volume tumoral. Assim, estas imagens permitem obter dados sobre a densidade necessários aos cálculos de dose, pela conversão das unidades de *Hounsfield* da CT, em densidades eletrónicas.

Devido à exigência do posicionamento do doente ser sempre o mesmo ao longo do tratamento, este terá de ser o mais confortável, estável e reprodutível possível, pois pequenas mudanças de posição podem alterar interna e externamente a anatomia do doente, podendo provocar zonas de *sub* ou sobredosagem. Para isso são utilizados sistemas de imobilização, nomeadamente: os apoios de cabeça, os planos inclinados, os apoios de braços e de pernas, os colchões de vácuo, as máscaras termoplásticas, entre outros.

O doente deve ser corretamente posicionado e os sistemas de imobilização devem ser ajustados à sua anatomia, sendo estabilizado e alinhado pela linha médio-sagital, para posteriormente ser definido o local onde se vai marcar o corte zero (zona estável e próxima do centro da lesão). Após a marcação do corte zero e definição da *range*, é feita a aquisição de imagens para definir o planeamento dosimétrico. Posteriormente, são feitas as tatuagens (marcações de referência para posicionamento, vulgo *tattoos* ou tatuagens) no corte zero (na maioria das patologias) e possíveis marcações de alinhamento e por fim, são registadas as *set-up notes* do doente e são enviadas as imagens para o *Treatment Planning System* (TPS) (Mast et al., 2023).

Delineação/ Planeamento

No sistema de planeamento de tratamento (TPS), são delineados, nas imagens de CT de planeamento, os volumes-alvo a irradiar: *Gross Tumour Volume* (GTV), *Clinical Target Volume* (CTV) e *Planning Target Volume* (PTV), bem como os órgãos em risco (OARs). A fusão de imagens, neste contexto, é uma técnica crucial na RT, permitindo uma visualização mais detalhada e completa da localização, forma e comportamento biológico do volume-alvo, bem como dos tecidos circundantes (Turchan et al., 2019). A fusão de imagens na EBRT consiste na combinação de imagens obtidas por diferentes modalidades (como CT, MRI e PET/CT). O co-registo de imagens é o processo de alinhamento espacial entre essas imagens, garantindo que os mesmos pontos anatómicos coincidam corretamente. Pode ser feito manualmente ou de forma automática, sendo essencial para evitar erros na administração da dose (IAEA, 2017).

É também nesta fase do *workflow* que se estabelece a melhor técnica de irradiação para tratar a lesão em causa, a dose total de tratamento e o respetivo fracionamento. A configuração dos feixes está relacionada com o número de campos de tratamento a utilizar, a energia referente a cada campo, o ângulo de incidência de cada feixe, a forma como o feixe vai ser colimado, entre outros aspetos. No sistema de planeamento a distribuição de dose encontra-se representada por curvas de isodose e por meio de *Dose-Volume Histograms* (DVH). De acordo com o ICRU, a dose planeada para o PTV deve ser representativa da dose real do CTV e a heterogeneidade da dose no PTV deve ter um valor mínimo de 95% da dose total e um valor máximo de 107% (Das et al., 2017).

Tratamento

O tratamento de EBRT é administrado por um Acelerador Linear, em que a fonte de radiação se localiza na cabeça do Acelerador Linear, numa estrutura denominada por *gantry* que roda em torno do doente, durante o tratamento, o que possibilita a deposição de dose de radiação ao longo de vários ângulos, que assegura uma maior cobertura de todo o volume tumoral. O feixe de radiação produzido pelo Acelerador Linear, permite o tratamento de lesões a várias profundidades dependendo do tipo de energia bem como do tipo de feixe utilizado (fótons/ eletrões) e a forma e a intensidade podem ser modeladas ou colimadas por uma variedade de componentes, tais como, o MLC.

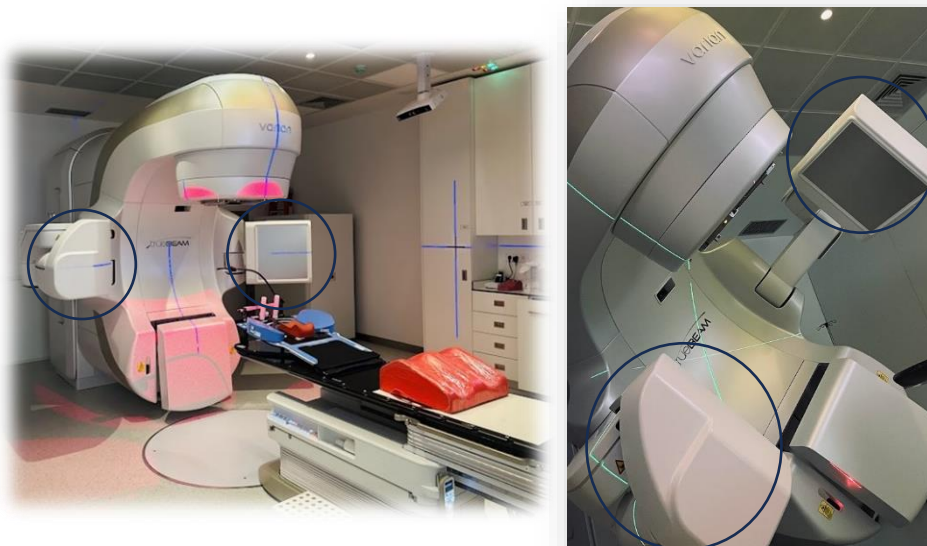


Figura 2- Acelerador Linear com a indicação da localização da ampola e detetor das imagens de kV.

Os Aceleradores Lineares (figura 2) mais avançados já possuem mesas de tratamento com seis movimentos, que possibilitam ajustes minuciosos, fundamentais em procedimentos

onde a precisão é indispensável para o sucesso e segurança do tratamento (Rodrigues et al., 2019).

Os graus de liberdade estão distribuídos em movimentos lineares e rotacionais:

- **Movimento linear ou translacional - Vertical:** O ajuste da altura da mesa, garantindo que o ponto de aplicação da terapia esteja perfeitamente ajustado na altura exata do feixe de radiação.
- **Movimento linear ou translacional - Longitudinal:** O deslocamento da mesa na direção longitudinal, ou seja, no sentido crânio-caudal do doente.
- **Movimento linear ou translacional - Lateral:** A mobilidade lateral, que ocorre no sentido direito-esquerdo.
- **Movimento rotacional- Rotação:** Ocorre ao longo de um eixo vertical e permite que o doente seja posicionado em diferentes ângulos laterais.
- **Movimento rotacional- Roll:** A rotação em torno do eixo longitudinal (ou seja, inclinação lateral) permite ajustar o ângulo de inclinação para um lado ou para o outro, possibilitando que a área-alvo permaneça centralizada, mesmo em áreas de difícil acesso.
- **Movimento rotacional- Pitch:** Esse movimento rotacional, em torno do eixo lateral, permite que a mesa se incline para cima ou para baixo, ajustando a posição do doente na direção crânio-caudal.

Esses movimentos combinados tornam possível um ajuste tridimensional do doente, o que é vital para procedimentos de alta precisão (Rodrigues et al., 2019).

O tratamento baseia-se na reprodução milimétrica de tudo o que foi planeado anteriormente. A *Image-Guided Radiotherapy* (IGRT), melhora e possibilita o resultado do tratamento ao aplicar a EBRT com maior precisão ao volume-alvo, verificar se existem alterações significativas ou incertezas diárias, quer a nível do posicionamento quer de fatores fisiológicos. A IGRT pode ser usada para reduzir os erros sistemáticos e aleatórios, a aquisição de imagem permite identificar esses erros e corrigi-los.

Nas últimas décadas, a verificação do posicionamento do doente em EBRT baseava-se em imagens de megavoltagem (MV) e em ferramentas como um dispositivo *Electronic portal imaging devices* (EPID). No entanto, devido ao fraco contraste dos tecidos moles

(resultando da dispersão de *Compton*), surgiu uma nova técnica, o CBCT. Atualmente, as modalidades de IGRT mais realizadas são as imagens ortogonais kV e de CBCT (figura 2). O registo de duas imagens ortogonais kV com as imagens DRRs, reconstruídas a partir do CT de planeamento, permite encontrar os desvios no isocentro que são automaticamente aplicados na mesa de tratamento imediatamente antes de cada sessão. Estas imagens têm muito boa qualidade na visualização de estruturas ósseas.

O CBCT tornou-se um método avançado de imagiologia médica que utiliza radiação-X e a sua importância reside na capacidade de apresentar imagens volumétricas de alta resolução da anatomia do doente durante a EBRT, aumentando a eficácia do tratamento. No entanto, existem preocupações relativamente à dose de radiação adicional associada a técnicas de imagem diárias. Ao contrário da CT tradicional, o CBCT utiliza radiação-X num feixe divergente, criando um feixe em forma de cone. Na prática, uma ampola e um detetor foram acoplados na *gantry* do Acelerador Linear de modo que ambos partilhassem um isocentro comum com a unidade de tratamento (figura 2).

Após a aquisição da imagem de CBCT imediatamente antes do tratamento, o registo com a imagem de referência (imagem CT) pode ser feito recorrendo a ferramentas manuais ou automáticas para fazer a avaliação dos desvios. Esta ação pode resultar no movimento da mesa para compensação dos desvios ou pode indicar a necessidade de re-planeamento.

A frequência de aquisição das imagens depende do intuito e da técnica de tratamento. Para alguns doentes que têm campos muito grandes longitudinalmente pode não ser possível incluir todo o volume-alvo de tratamento numa única imagem CBCT. Podem fazer-se nestes casos dois CBCT, adicionar imagens kV-kV mais abrangentes ou priorizar a região dos volumes alvo e OAR mais críticos (Bogowicz et al., 2024).

A dose do CBCT está diretamente relacionada com o produto da corrente pelo tempo utilizado no protocolo de aquisição de imagem, que pode ser predefinido ou ajustado. O tamanho do doente, particularmente indicado pelo índice de massa corporal (BMI), tem um impacto significativo na dose administrada em profundidade, especialmente para feixes de Kilovoltagem. É de salientar que os sistemas de CBCT não dispõem normalmente de um ajuste de controlo automático da exposição, uma característica comumente encontrada em CT (Bogowicz et al., 2024).

Follow-up

O último ponto do *workflow* da RT é uma etapa essencial que permite acompanhar a resposta do doente ao tratamento, avaliar o controlo da doença e identificar precocemente possíveis efeitos secundários a curto e longo prazo. Este processo envolve avaliações clínicas periódicas, exames de imagem e, em alguns casos, testes laboratoriais, que ajudam a monitorizar a eficácia da terapêutica e a progressão da doença.

Descritores de Dose Específicos em Tomografia Computorizada

Os riscos induzidos pela radiação estão correlacionados com a dose média absorvida pelos órgãos. Uma vez que a dose nos órgãos não pode ser medida diretamente, foram propostos descritores de dose específicos que procuram avaliar o impacto das práticas em CT: *Computed Tomography Dose Index* (CTDI), *Dose-Length Product* (DLP) e *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE).

A principal quantidade dosimétrica utilizada em CT é o CTDI (mGy) como representado na esquema da figura 3. Este índice é definido pela integral do perfil de dose ($D(z)$), ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação (z) da *gantry*, para uma secção de corte única, dividido pela espessura nominal da secção de corte (T), sendo definido pela equação presente na figura 3:

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

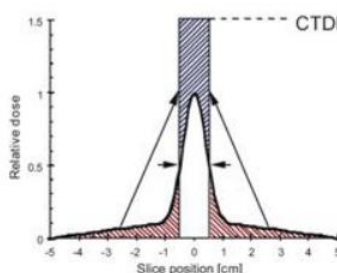


Figura 3-Representação da definição de CTDI (Gonçalves, 2021)

O CTDI pode ser expresso em diferentes métricas, de acordo com as suas aplicações práticas. Assim, definem-se em CTDI₁₀₀, CTDI_w, *Computed Tomography Dose Index volume* (CTDI_{vol}).

Na prática, a avaliação do CTDI pode ser feita utilizando uma câmara de ionização em forma de lápis com um comprimento ativo de 100 mm, de modo a fornecer o parâmetro CTDI₁₀₀, expresso em termos de dose absorvida no ar (mGy). No caso da câmara ser colocada na periferia do fantoma é chamado CTDI_{100,p} e no caso de ser colocada ao centro do fantoma é chamado CTDI_{100,c}. O valor considerado para o CTDI_{100,p} é uma média aritmética dos 4 valores medidos com a câmara de ionização nas posições horárias de 3h, 6h, 9h e 12h (Gonçalves, 2021).

O CTDI ponderado, CTDI_w, é calculado ao usar uma ponderação dos valores medidos com a câmara de ionização no centro e na periferia do fantoma. A dose absorvida durante o exame de CT difere consoante se trate de regiões centrais ou periféricas de um doente é diferente, ou seja, varia em todo o FOV, decrescendo linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma. Deste modo, introduziu-se o CTDI ponderado (CTDI_w), tendo sido definido como o somatório de 1/3 do valor CTDI₁₀₀ medido no centro e 2/3 do valor CTDI₁₀₀ medido na periferia. Se os efeitos na exposição de radiação causados pelo *pitch* (p), forem tomados em consideração o CTDI_{vol} é definido (McLean, 2011).

O CTDI_{vol} (mGy) considera determinados parâmetros consoante o protocolo de aquisição, o *pitch* em aquisições helicoidais ou o incremento da mesa entre cortes em aquisições sequenciais. Deste modo o CTDI_{vol} normaliza o valor de CTDI_w para um determinado valor de *pitch* ou espaçamento entre cortes.

O DLP (mGy.cm) é calculado através do produto entre o CTDI_{vol} e o comprimento do varrimento do exame (L), de acordo com a fórmula: $DLP = CTDI_{vol} \times L$.

Esta grandeza toma em consideração não só a dose por corte, mas também a extensão do exame, logo aumenta com o número de cortes que é feito. Isto significa que existe um aumento do DLP com o aumento da extensão do corpo que é irradiada no exame (Vaño et al, 2017).

Para além da possibilidade de comparar os valores de DLP em exames de CT, a comparação com outras valências radiológicas exige o recurso a uma grandeza comum — a dose efetiva (mSv). Esta pode ser calculada, em CT a partir do DLP. O valor de DLP é proporcional ao valor da dose efetiva. Deste modo, a dose efetiva (E) pode ser descrita por: $E = DLP \times k$,

Tabela 1- Fatores de conversão de DLP para dose efetiva (Russo, 2017)

onde k representa o fator de conversão específico da região anatómica examinada, valor este que é tabelado e será apresentado de seguida.

Fator de conversão: Adulto [mSv/mGy.com]	
Corpo Inteiro*	0,0106
Cabeça e pescoço	0,0031
Cabeça	0,0021
Pescoço	0,0059
Tórax	0,014
Abdómen e Pélvis	0,015
Torso	0,015

** O valor de corpo inteiro foi estimado considerando a média do fator cabeça e pescoço, tórax, abdómen e pélvis. O valor da coxa foi assumido como parte integrante do tronco, uma vez que o valor não se encontra definido.*

O SSDE (mGy) é uma medida que quantifica a dose de radiação recebida por um doente e foi desenvolvido para melhorar a avaliação da dose de radiação em comparação com o CTDI. Uma das principais diferenças é que o SSDE permite uma avaliação mais precisa da dose de radiação ao considerar as dimensões específicas do doente. Assim, o SSDE resulta numa estimativa mais precisa da dose que um doente individual realmente recebe.

Níveis de Referência de Diagnóstico

A ICRP introduziu o uso de níveis de referência de diagnóstico (DLR) para procedimentos de imagem e as recomendações propostas têm sido implementadas na Legislação Europeia. Com o objetivo de reduzir a dose resultante dos exames de CT foram estabelecidos DRL, que têm como objetivo reduzir o nível da dose total no doente. Os DRLs são definidos como os níveis de dose nas práticas médicas de radiodiagnóstico ou de radiologia de intervenção, ou, no caso de radiofármacos, os níveis de atividade para exames típicos em grupos de doentes de tamanho padrão, ou em fantasmas padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Os DRLs foram desenvolvidos por um grupo de peritos pertencentes à Comissão Europeia, que os transpôs para as *Guidelines Europeias* no ano 2000 (Vano et al., 2017).

Diversas organizações internacionais, nomeadamente a ESR, têm desenvolvido e recorrido a utilização de *Guidelines* clínicas, como abordado anteriormente, contudo a utilização de DRLs para cada indicação clínica, ainda não está amplamente divulgada.

Atualmente, relativamente à Legislação Portuguesa, estabeleceu-se o Decreto-Lei nº108/2018 e no 139-D/2023 no contexto da otimização da PR, definem a obrigatoriedade da definição de DRL e da implementação de auditorias clínicas (Silva et al., 2020).

O ICRP estabelece o Percentil 75, ou terceiro quadrante, da distribuição como o separador inicial entre valores aceitáveis e excessivos. Estabelecer DRL é uma forma de investigação que visa a otimização e proteção radiológica. Assim, o DRL é uma quantidade ou valor, mas também corresponde à avaliação de um processo. Estes valores são definidos com base na quantidade de radiação emitida pelos equipamentos e não correspondem diretamente à dose absorvida pelos tecidos e órgãos do doente. Por esta razão toma-se em consideração um doente padrão (segundo o ICRP 135), com características médias de 70 kg e cerca de 170 cm de altura.

O ICRP recomenda que os DRL sejam baseados em dados locais, regionais ou nacionais relevantes e que os DRL nacionais sejam comparados aos DRLs internacionais para garantir que a prática de CT seja otimizada e padronizada. Os DRL nacionais devem ser estabelecidos com base em inquéritos em larga escala das doses medianas que representam a prática típica para um grupo de doentes numa série de instituições de saúde representativas para um tipo específico de exame ou procedimento (Vano et al., 2017).

Nos exames de CT, na seleção do procedimento a adotar, não existem protocolos padronizados com descrições e nomes uniformes entre as diferentes instituições, por norma, cada entidade segue, em geral, um protocolo interno, esta desarticulação entre instituições pode dificultar o processo de cálculo do DRL. Na prescrição do exame, é necessário especificar o objetivo clínico associado ao procedimento, bem como a região anatómica a examinar e as suas dimensões, de forma a ajustar a dose de radiação a administrar de acordo com estas variáveis.

A avaliação da situação para dar continuidade ao processo de otimização deve ser realizada a cada período de 3 anos. A instituição deve recolher as doses para doentes padrão e calcular a dose mediana por exame. É fundamental considerar a definição de um doente padrão para a localização geográfica em que o DRL é calculado. Este valor de dose deve ser comparado com os valores de DRL estabelecidos a nível nacional ou internacional para o exame específico em questão. Se a dose estiver abaixo do terceiro quartil, isso indica que a instituição tem seguido, até aquele momento, os valores recomendados. Se o valor

estiver acima do terceiro quartil, é necessária uma revisão das técnicas adotadas, às configurações de exposição e os resultados de desempenho do equipamento. A ordem correta para proceder neste último caso é realizar uma avaliação de três etapas: primeiro, avaliar o equipamento; em segundo lugar, avaliar os protocolos de procedimento; e por fim, avaliar a técnica dos profissionais responsáveis pela realização dos exames em questão. O passo seguinte consiste no processo de análise, recomendação e implementação de alterações às metodologias utilizadas. Caso estes níveis sejam sistematicamente excedidos, é necessário reexaminar os procedimentos e/ou o equipamento e, se necessário, adotar medidas corretivas. Contudo, ultrapassar este nível não significa automaticamente que um exame foi executado de forma inadequada, e o cumprimento desse nível nem sempre é sinónimo de boas práticas (Schegeger et al., 2024).

Os DRL são valores dinâmicos, corrigidos periodicamente e constituem uma ferramenta útil, uma vez que permite a melhoria contínua da prática clínica. Ao contrário dos limites de dose, os DRL podem ser excedidos se as necessidades clínicas assim o exigirem. Estes valores são utilizados para identificar clínicas e hospitais que aplicam doses excessivas em determinados procedimentos radiológicos, sendo necessárias ações de otimização nessas instituições (Russo, 2017).

Neoplasias

A distinção entre Neoplasias Benignas e Malignas é determinada pela análise das características das células que as originam, incluindo aspetos como a morfologia (a forma e a estrutura celular) e o comportamento das células (por exemplo, a capacidade de invadir órgãos e tecidos, bem como a capacidade das células tumorais proliferarem para outras regiões anatómicas, fenómeno que se designa como metastização).

O estadiamento destas patologias pode ser realizado segundo a *Union for International Cancer Control* (UICC), utilizando informação anatómica relativa ao tamanho e extensão tumoral (T), à invasão ganglionar (N) e à presença de metástases à distância (M), sendo posteriormente definido o grupo de prognóstico patológico em questão.

O objetivo principal de qualquer abordagem terapêutica no caso das NM é erradicar todas as células tumorais presentes no organismo. A ausência da doença indica que a NM entrou em remissão. A recidiva refere-se ao reaparecimento da NM após um período de remissão.

Resumindo, dada a relevância epidemiológica das NM, o rápido desenvolvimento científico e tecnológico, na prevenção, diagnóstico e tratamento das doenças oncológicas, é um desafio significativo para a saúde mundial, sendo a deteção e o diagnóstico precoce cruciais para os resultados do tratamento.

As principais opções de tratamento incluem cirurgia, RT, Quimioterapia, Imunoterapia e Terapias-alvo. O *National Cancer Institute* enfatiza a necessidade de um plano de tratamento personalizado, que pode incluir a combinação de várias modalidades terapêuticas.

Neoplasia Maligna da Mama

Em 2022, a NM da mama foi a mais frequente entre o sexo feminino em Portugal, com um total de 8.954 casos diagnosticados (WHO, n.d.).

Embora a maioria dos casos seja diagnosticada em mulheres acima dos 50 anos, estudos recentes revelam uma crescente preocupação com o aumento de diagnósticos em mulheres mais jovens, especialmente aquelas com histórico familiar da doença. Diretrizes internacionais recomendam que doentes com menos de 50 anos ou qualquer idade com alguns fatores (histológicos ou familiares) sejam encaminhados para aconselhamento genético (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Fatores de risco

O principal fator de risco para a NM mama é a idade. Uma mulher de 30 anos tem cerca de 1 em 200 de probabilidade de ser diagnosticada com NM de mama nos próximos 10 anos, enquanto uma mulher de 70 anos tem 1 em 25. Os fatores de risco incluem, obesidade, o consumo de álcool, o tabagismo. Adicionalmente, turnos de trabalho noturnos prolongados na idade adulta jovem podem ser outro fator que contribui para o aumento do risco de desenvolver NM de mama entre mulheres jovens. Fatores hormonais e reprodutivos, como o uso de contraceptivos hormonais, a terapia hormonal, a gravidez e a amamentação, também desempenham um papel significativo. Outras variáveis a considerar incluem a menarca precoce, a menopausa tardia e a nuliparidade, que podem

influenciar a suscetibilidade ao desenvolvimento da doença. Com base em evidências sólidas, a exposição da mama à radiação ionizante está associada a um aumento do risco de desenvolver NM de mama, começando cerca de 10 anos após a exposição e persistindo ao longo da vida. O risco varia conforme a dose de radiação e da idade no momento da exposição, sendo especialmente elevado se ocorrer durante a puberdade, quando a mama se desenvolve (American Cancer Society, 2021).

Diagnóstico/ Estadiamento

O diagnóstico de NM da mama é frequentemente realizado através de mamografia e ecografia mamária. Após a deteção é comum proceder-se a uma biópsia, bem como à citologia de gânglios linfáticos suspeitos.

Nos estadios iniciais da doença, geralmente não é necessário solicitar exames imagiológicos de estadiamento. Contudo, a MRI mamária pode ser indicada em situações específicas, tais como na necessidade de avaliação pré-operatória, nas discrepâncias entre os achados clínicos e os resultados imagiológicos. Além disso, a MRI é útil na pesquisa de NM mamárias ocultas, na avaliação da doença de *Paget* do mamilo e em casos com histórico familiar associada a mutações nos genes BRCA1 e BRCA2 (American Cancer Society, 2021).

Quando há suspeita de metastização ou em estadios mais avançados, os exames recomendados incluem CT da região torácica e abdominal, cintigrafia óssea e/ou PET-CT com 18F-FDG (American Cancer Society, 2021).

Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM da mama

Uma das principais preocupações do tratamento da NM da mama é o risco de desenvolver efeitos secundários agudos e tardios, induzidos pela radiação, uma vez que a sua expectativa de sobrevivência é elevada, em comparação com outras doenças. Os sintomas agudos induzidos pela radiação são: radiodermite, eritema ou irritação da pele, descamação húmida ou da prega axilar (especialmente em mama volumosa), prurido, astenia, esofagite, sensação de formigueiro ou mama dorida. Efeitos secundários tardios: fibrose da mama, telangiectasia, dermatite crónica, úlceras, tosse, pneumonite rádica, insuficiência cardíaca e enfarte agudo do miocárdio.

Follow-Up em EBRT para irradiação na NM da mama

O seguimento clínico após tratamento com EBRT adjuvante deve ser estruturado, com base em recomendações internacionais atualizadas. A vigilância deve incluir consultas regulares com exame físico e avaliação de sintomas. A frequência recomendada é de uma consulta a cada 4 a 6 meses durante os primeiros cinco anos após o tratamento, e posteriormente de forma anual. Esta abordagem permite identificar de forma precoce recidivas locais, regionais ou sistémicas, bem como avaliar potenciais efeitos adversos tardios relacionados com a EBRT (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Relativamente à imagem, é recomendada a realização anual de mamografia em casos de cirurgia conservadora da mama. A primeira mamografia de vigilância deve ocorrer entre 6 e 12 meses após o final da EBRT. Em situações de mastectomia unilateral, mantém-se a vigilância apenas da mama contralateral (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Os restantes exames complementares de diagnóstico devem ser solicitados em função da situação clínica da doente (American Cancer Society, 2021) (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

O *follow-up* deve ser coordenado entre as diferentes especialidades envolvidas, de forma a garantir uma vigilância eficaz e centrada na doente.

Neoplasia Maligna do Pulmão

A NM do pulmão continua a ser uma das principais causas de morte, especialmente entre o sexo masculino, embora a sua incidência esteja a aumentar entre as mulheres. Em Portugal, em 2022, foi classificada como a terceira NM mais frequente no sexo masculino, com 4.253 casos diagnosticados, e no sexo feminino, com 1.902 casos. No total, o número de novos casos de NM do pulmão foi de 6.155. E a idade média de diagnóstico é de 70 anos (Globocan, 2022).

O diagnóstico nem sempre é feito atempadamente, uma vez que a sua sintomatologia é, inicialmente, muitas vezes, confundida com outras patologias. Por outro lado, como é uma doença frequentemente diagnosticada em fase avançada, a sintomatologia pode dever-se à metastização à distância.

Faz parte da estratégia do Programa Nacional para as Doenças Oncológicas da Direção-Geral da Saúde o alargamento dos rastreios à NM do pulmão. A estratégia elegível para estes rastreios é o exame de avaliação passa pela CT ao tórax de baixa dose (Direção-Geral da Saúde, 2021).

Fatores de risco

Os fatores de risco na NM do pulmão são o tabagismo (principal fator de risco); exposição ao radão, exposição a amianto e outras substâncias químicas, histórico familiar de NM do pulmão, ser fumador passivo. Adicionalmente a toma de certos suplementos alimentares. (American Cancer Society, 2024)

Diagnóstico/ Estadiamento

O diagnóstico é feito por Radiografias, CT e biópsia (para confirmação do diagnóstico) e exames de função pulmonar.

O exame de CT do Tórax ou do Tórax e Abdómen com contraste é utilizada para o estadiamento loco-regional (estádios T e N) e para a exclusão de metastização à distância (estádio M), nomeadamente para verificar possíveis lesões hepáticas e suprarrenais. O cintigrama osteo-articular é indicado para exclusão de metastização óssea (estádio M). A MRI-CE ou CT Crânio-Encefálica podem ser necessários para a pesquisa de metastização cerebral. A avaliação da função respiratória deve ser realizada previamente à EBRT e à cirurgia (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM do pulmão

A irradiação torácica pode condicionar efeitos secundários locais agudos: astenia, esofagite, disfonia, tosse, dispneia e radiodermite. A irradiação torácica pode condicionar efeitos secundários locais subagudos e tardios: pneumonite rádica, astenia, febre, dispneia, tosse seca, lesão brônquica com atelectasia pulmonar, alterações cardíacas, alterações dos grandes vasos (vasculite, hemorragia), alterações neurológicas (mielite), estenose esofágica (disfagia) e fraturas da grelha costal (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Follow-Up em EBRT para irradiação na NM do pulmão

As recomendações incluem a realização de avaliações clínicas regulares, com frequência determinada de acordo com o estadio da doença, o tipo de tratamento recebido e as

condições clínicas do doente. Exames de imagem, como a CT de tórax, preferencialmente com contraste, devem ser realizados periodicamente, geralmente a cada 3 a 6 meses nos primeiros 3 anos posteriormente com intervalo de 6 meses até ao quinto ano, e anual após esse período (após o tratamento e podem passar a ser anuais posteriormente, conforme a estabilidade clínica (*Diretrizes Da NCCN, 2024*)).

A realização de PET/CT ou MRI cerebral não é recomendada de rotina, sendo indicada apenas em contexto de suspeita clínica de recidiva ou sintomas neurológicos, nomeadamente em casos de doença de pequenas células (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

Neoplasia Maligna da Próstata

Em 2022, em Portugal, foram diagnosticados 7.529 novos casos NM da próstata, consolidando-se como a NM mais frequente no sexo masculino. A idade média ao diagnóstico é de 65 anos.

Fatores de risco

A NM da próstata está associada a diversos fatores de risco que podem influenciar a sua incidência e gravidade. A idade, fatores genéticos como mutações hereditárias nos genes BRCA1 e BRCA2, a raça, o estilo de vida e a dieta, a obesidade e por fim, a exposição a químicos, como herbicidas e produtos industriais são fatores que podem aumentar a probabilidade de desenvolvimento de cancro da próstata.

Diagnóstico/ Estadiamento

As escalas de *Gleason* e *Prostate Imaging Reporting and Data System* são utilizadas para estimar o grau. As modalidades terapêuticas mais utilizadas em doentes com CP são a Prostatectomia Radical, EBRT e/ou Braquiterapia, Quimioterapia e Hormonoterapia (American Cancer Society, n.d.).

O diagnóstico de NM da próstata baseia-se em três elementos essenciais: toque retal, doseamento sérico do Antígeno Específico da Próstata (PSA) e ecografia prostática transretal. É necessária confirmação histopatológica por biópsia prostática ou numa ressecção cirúrgica para diagnóstico definitivo. Exames imagiológicos, a considerar PET-PSMA para avaliação de doença local/locoregional ou à distância (maior sensibilidade e

especificidade comparativamente a exames de imagem convencionais – CT e MRI) – opcional (dependente de valores de PSA).(American Cancer Society, n.d.) Dependendo do estadio poderá haver indicação para exames imagiológicos como CT pélvica ou MRI pélvica, PET/CT com colina ou PSMA, Cintigrama osteo-articular e CT torácica e abdominal.

Efeitos secundários em EBRT para irradiação na NM da próstata

A irradiação pélvica pode condicionar efeitos secundários locais agudos como disúria, polaquiúria, urgência vesical, nictúria, diarreia, flatulência, dor abdominal tipo cólica, urgência fecal e retorragias, radiodermite, astenia, perda ponderal e toxicidade hematológica. Pode ainda condicionar efeitos secundários locais tardios: hematúria, polaquiúria e incontinência urinária, diarreia, dor abdominal, urgência/incontinência fecal, retorragias e úlceras rectais e dermatite crónica, telangiectasias (American Cancer Society, n.d.).

Follow-up em EBRT para irradiação na NM da próstata

O seguimento de doentes com NM da próstata submetidos a EBRT deve ser estruturada para permitir a deteção precoce de recidivas bioquímicas e a monitorização dos efeitos tardios do tratamento. Recomenda-se a realização de consultas clínicas a cada 6 a 12 meses durante os primeiros 5 anos, passando a anual posteriormente. A monitorização laboratorial baseia-se essencialmente na medição do PSA. A realização de exames de imagem não está indicada em doentes assintomáticos com PSA estável, sendo reservada para casos de suspeita clínica de recorrência. Adicionalmente, devem ser considerados exames complementares para avaliação dos efeitos colaterais, de acordo com as queixas do doente (*Diretrizes Da NCCN, 2024*).

.

Metodologia

O presente capítulo apresenta a descrição detalhada do desenho do estudo, dos métodos de recolha e análise de dados, assim como dos critérios de inclusão e exclusão dos participantes.

Neste estudo procurou-se delinear um conjunto de procedimentos que assegurassem uma abordagem sistemática e rigorosa, respeitando as normas éticas e científicas aplicáveis. Para assegurar a validade e a fiabilidade dos resultados na investigação científica, foi realizada, numa fase inicial, uma revisão temática. Com base nesta revisão, foram definidos os objetivos do estudo, que serviram de base para estruturar as diferentes fases da investigação, estabelecendo-se, igualmente, um cronograma com as datas correspondentes a cada etapa. Foi elaborado um documento contendo a informação anteriormente referida e, após a sua conclusão, este foi submetido à apreciação dos orientadores, tendo recebido a respetiva aprovação. Após essa etapa, o documento foi encaminhado para apreciação do Conselho Técnico-Científico da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, que, em reunião realizada a 11 de outubro de 2023, aprovou a proposta de dissertação.

Posteriormente, o estudo foi apresentado à Comissão de Ética da Unidade Local de Saúde de Coimbra, ressaltando a importância do preenchimento de diversos documentos com a consciência de ser pertinente de salientar à Comissão de Ética que os dados seriam armazenados de forma anonimizada e codificada em todas as instâncias e única e exclusivamente utilizados para fins académicos. Exemplos desses documentos incluem o parecer da diretora de serviço, o caderno de registos e a declaração de não existência de encargos financeiros, bem como a confirmação de que não houve alteração dos procedimentos dos doentes para a realização deste estudo, uma vez que é exclusivamente observacional e retrospectivo.

Com o intuito de alcançar o objetivo proposto no ponto anterior, foi elaborado um caderno de registos, que constituiu a base do estudo, em *software* de folha de cálculo do *Microsoft Excel* para posterior preenchimento com os dados necessários para o estudo de doentes que realizaram EBRT para o tratamento da NM da Mama, Pulmão e Próstata.

Neste caderno, foi atribuído um código a cada doente, e foram categorizadas as seguintes variáveis:

- **Neoplasia Maligna:** utilizada para classificar a população do estudo (Globocan, 2022)
- **Sexo:** dado demográfico essencial que frequentemente influencia a prevalência de determinadas doenças (Globocan, 2022)
- **Idade (anos):** dado demográfico relevante, considerando que as NM apresentam uma relação significativa com a idade (Globocan, 2022)
- **Peso (kg):** apesar de ser uma medida antropométrica, o peso do doente pode estar associado a fatores de risco (American Cancer Society, 2021)
- **Altura (cm):** dado antropométrico que, em conjunto com o peso, permite o cálculo do Índice de Massa Corporal (BMI) (American Cancer Society, 2021)

Os dados apresentados são cruciais para estabelecer o perfil básico da população em estudos clínicos. Servem ainda como fundamento para análises estatísticas e epidemiológicas, podendo auxiliar na identificação de padrões de saúde relacionados com a idade e o sexo.

Adicionalmente, foram definidas como diretrizes de investigação as seguintes variáveis:

- **Número de CTs de planeamento,** com o respetivo **CTDIvol (mGy)** médio e **DLP (mGy.cm)** total, sempre realizada à mesma região anatómica e, em caso de repetição, a *range* de aquisição foi a mesma, seguindo o protocolo de serviço para o registo da imagem na dosimetria (ICRP, 2007)
- **Número de frações de tratamento** (Baskar et al, 2014)
- **Número de CBCT,** com o respetivo **CTDIvol (mGy)** médio e **DLP total de CBCT,** que está relacionado com o número de frações de tratamento (Schon et al., 2020).
- **Número de PET/CT,** com o respetivo **CTDIvol (mGy)** médio e **DLP (mGy.cm)** total (Lee et al., 2022).
- **Número de CT de diagnóstico,** com a respetiva região anatómica e os respetivos valores de **CTDIvol (mGy)** e **DLP (mGy.cm)** (ICRP, 2007)

- **Dose de tratamento (Gy)** (Baskar et al, 2014)

Essas informações foram fundamentais para o desenvolvimento do estudo, permitindo uma análise abrangente e detalhada da exposição de CT nos doentes em questão.

Após a conclusão do preenchimento dos documentos para a Comissão de Ética da Unidade Local de Saúde de Coimbra, foi realizada a respetiva submissão em janeiro de 2024. Em junho de 2024, foi emitido um parecer favorável, uma vez que o projeto cumpria todos os requisitos éticos estabelecidos pelo Conselho de Administração. Este parecer permitiu o desenvolvimento do estudo conforme proposto, concedendo autorização para o acesso aos dados dos exames dos doentes que realizaram EBRT no serviço de RT da Unidade Local de Saúde de Coimbra.

Prosseguiu-se o preenchimento do caderno de registos, começando pela análise de doentes com NM de mama, pulmão e próstata. Os dados foram organizados em tabelas com as seguintes indicações: “*PatientID*”, “*PatientSex*”, “*Course*” e “*Prescription*”, extraídas da rede *Aria*®. Os dados abrangem o período de 2018 a janeiro de 2024, de acordo com o protocolo do serviço que estabelece um *follow-up* de cinco anos para pulmão e três anos para mama e próstata.

A recolha de dados abrange uma ampla faixa temporal devido à escassez de informação, existindo, quando foi abordado este ponto, a possibilidade de alargar a investigação a outras hipóteses.

Posteriormente, os ficheiros de dose da CT de planeamento foram recolhidos no *Picture Archiving and Communication System* (PACS) da RT. Devido à escassez de ficheiros de dose de CT de planeamento anteriores a 2022, a faixa temporal do estudo foi ajustada para o período entre 2022 e 2024, o que comprometeu o objetivo de um *follow-up* completo para as diferentes NM incluídas na análise. Nesta fase foi feita uma lista dos códigos dos doentes para a exportação dos ficheiros de dose de CBCT.

Na fase seguinte foi recolhida a idade, número de CT de planeamento, número de frações e dose de tratamento da rede *Aria*®.

O procedimento subsequente consistiu em consultar os processos clínicos dos doentes, a fim de recolher a história clínica e, consequentemente, a quantidade de exames realizados

para o diagnóstico e *follow-up*. Simultaneamente, foi feita a recolha dos ficheiros de dose disponíveis no *software* da *Sectra Medical*®.

Pela impossibilidade de recolher todos os ficheiros de dose segundo o mesmo método, procedeu-se à importação dos restantes para o *software syngo.via* da *Siemens Healthineers*® passando assim a aceder a todos os ficheiros de dose pretendidos.

Para completar o caderno de registos realizou-se o cálculo do *DLP* (mGy.cm) para o CBCT. O valor de *DLP* foi calculado através da multiplicação do *CTDIvol* pelo tamanho da *range* (L), valor fixo de 17,5cm.

Após a conclusão do caderno de registos, os dados foram importados para o *software IBM SPSS Statistics 29.0.2.0*® para análise. Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva da população em estudo, seguida da caracterização dos doentes relativamente aos exames realizados. Adicionalmente, foram calculadas as medianas e as médias de *CTDIvol* (mGy) e valor de *DLP* (mGy.cm) dos exames realizados, de acordo com a região anatómica. Foram também originados gráficos, proporcionando uma análise visual rápida e intuitiva dos dados.

Posteriormente, foi feito o cálculo da dose efetiva (E) de cada modalidade de imagem através do produto do *DLP* (mGy.cm) pelo fator de conversão (k) específico da região anatómica examinada (valor tabelado).

Por fim, foram calculados os valores de dose efetiva dos procedimentos mais comuns de cada NM e calculados os DRL locais de CT do Tórax em doentes com NM do pulmão. Os resultados obtidos foram discutidos e utilizados para a elaboração da conclusão do estudo.

Contexto e local de investigação

O presente estudo foi conduzido no serviço de RT da Unidade Local de Saúde de Coimbra. Os dados recolhidos reportam-se aos anos de 2022 a 2024, incluindo a história clínica e os ficheiros de dose dos exames realizados nas seguintes áreas: Medicina Nuclear (PET/CT com 68Ga-PSMA no ICNAS e PET/CT com 18F-FDG na Unidade Local de Saúde de Coimbra), Radiologia (CT de diagnóstico na Unidade Local de Saúde de Coimbra) e Radioterapia (CT de Planeamento e CBCT).

Participantes

A amostra deste estudo foi composta por doentes adultos (idade superior a 18 anos), com NM da mama, pulmão ou próstata que concluíram tratamento de EBRT nos seis meses anteriores ao início da recolha de dados, ou seja, até janeiro de 2024.

Como critério de inclusão, foi considerado o seguinte:

- Doentes que apresentavam ficheiros de dose referentes à CT de planeamento.

Como critérios de exclusão, foram considerados os seguintes:

- EBRT a título paliativo;
- Tratamento simultâneo a duas localizações diferentes;
- Re-irradiações, em que o doente já havia sido submetido a EBRT, mas necessitou de um segundo tratamento;
- Não conclusão do tratamento;
- EBRT com Braquiterapia;
- Na NM da mama os doentes de sexo masculino, devido à prevalência da doença do sexo feminino.

Instrumentos e materiais usados

Atendendo às características deste estudo (do tipo observacional e retrospectivo) foi realizada uma revisão da literatura através de vários bancos de dados, tais como: *PubMed*, *ScienceDirect*, *Cochrane Scopus*, *Web of Science* e *Medline*.

A recolha de dados foi efetuada na Unidade Local de Saúde Coimbra no serviço de RT através do sistema de rede *SClínico Hospitalar - Light®* e do sistema de informação rede *Aria, versão 16.00.10®*.

A recolha foi efetuada através de ficheiros de dose dos equipamentos enumerados de seguida:

Tabela 2-Identificação e respetivas marcas dos equipamentos utilizados no presente estudo consoante a área e modalidade de imagem.

Radiologia	Medicina Nuclear	Radioterapia
CT de diagnóstico <i>SOMATOM go.Up® da Siemens Healthcare®</i> 16 filamentos de detetores	PET/CT <i>Biograph Vision® da Siemens Healthcare®</i> 64 filamentos de detetores	CT de planeamento <i>SOMATOM Scope VC da Siemens Healthcare®</i> 16 filamentos de detetores
CT de diagnóstico <i>SOMATOM go.Top® da Siemens Healthcare®</i> 128 filamentos de detetores		
CT de diagnóstico <i>SOMATOM go.All® da Siemens Healthcare®</i> 32 filamentos de detetores	PET/CT <i>Biograph Vision® da Siemens Healthcare®</i> 16 filamentos de detetores	CBCT <i>ALTrueBeam (2.7 - Varian Medical Systems®)</i>

Radiologia

Embora não existam protocolos de aquisição formalmente estabelecidos para o diagnóstico ou *follow-up* em doentes oncológicos na Unidade Local de Saúde de Coimbra, é possível apresentar, na tabela que se segue, os protocolos mais frequentemente utilizados na prática clínica dessa instituição.

Tabela 3-Parâmetros de exposição mais comuns na CT de diagnóstico. Todos os protocolos com modelação da corrente.

Modalidade de Imagem	Produto da corrente com o tempo (mAs)	Tensão (kV)	Pitch	Tempo de Rotação (s)	Espessura de corte (mm)
CT Crânio	250,00-300,00	120,00-130,00	N.A.	1,00-2,00	3,00
CT Dorsal e Lombar	150,00-220,00	120,00-130,00	0,80	1,00	2,00
CT Tórax Rotina	75,00- 100,00	110,00-130,00	0,80	0,33-0,80	3,00
CT Tórax de Alta Resolução	90,00-100,00	130,00	0,80	0,33-0,50	1,00/3,00
CT Tórax, Abdómen e Pélvis	100,00-190,00	120,00-130,00	0,80	0,50-1,00	3,00
CT Abdómen e Pélvis	110,00-150,00	120,00-130,00	0,80	0,50-0,80	3,00

Os protocolos comuns dos exames realizados são:

- CT sequencial do Crânio-Encefálica (CE), aquisição sem contraste, com o doente posicionado em Decúbito Dorsal (SP), com os braços em posição neutra ao corpo com acessórios adequados que permitem a sua imobilização.
- CT helicoidal da coluna dorsal e da lombar, aquisição sem contraste, com o doente posicionado em SP, com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.
- CT helicoidal do Tórax, aquisição sem e com contraste com o doente posicionado em SP, com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.
- CT helicoidal do Tórax de Alta Resolução (AR), aquisição sem contraste, com o doente posicionado em SP, com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.
- CT helicoidal do Tórax, Abdómen e Pélvis (CT TAP), aquisição abdominal sem contraste e CT Tórax, Abdómen e Pélvis com contraste, com o doente posicionado em SP com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio. Exceto na NM da próstata, que a referência é abdominal e portal sem contraste e CT Tórax, Abdómen e Pélvis com contraste.
- CT helicoidal do Abdómen e Pélvis, aquisição abdominal sem contraste e abdominal e pélvica com contraste, com o doente posicionado em SP com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.

Relativamente ao protocolo de CT para realização de biópsia transtorácica, este tem 4 diferentes formas de realização e pode incidir em 3 fases como o planeamento, o controlo e a monitorização do procedimento com séries repetidas na área de interesse. O protocolo de aquisição na CT para a realização de biópsia pulmonar é baseado nos parâmetros de exposição da CT Tórax Rotina, com valores de corrente inferiores e adequados às diferentes fases (aproximadamente, 20mAs- 70mAs). O posicionamento será de acordo com os critérios definidos pelo médico Radiologista, face à lesão.

É relevante indicar que o mencionado na descrição dos protocolos foi de acordo com os objetivos do estudo.

Medicina Nuclear

Na PET/CT da Unidade Local de Saúde de Coimbra, os protocolos mais frequentemente utilizados na prática clínica para doentes oncológicos estão apresentados na tabela que se segue:

Tabela 4-Parâmetros de exposição mais comuns na PET/CT. Todos os protocolos com modelação da corrente.

Modalidade de Imagem	Produto da corrente com o tempo (mAs)	Tensão (kV)	Pitch	Tempo de Rotação (s)	Espessura de corte (mm)
PET 18F- FDG	75,00	100,00	0,90	0,50	1,20
PET 68Ga-PSMA	120,00	100,00	0,90	0,33	0,60

Os protocolos comuns dos exames realizados são:

PET/CT 18F- FDG, aquisição de CT ao corpo inteiro (Figura 4 e 5), em SP, com início da aquisição 45 a 60 minutos após a bio distribuição (4-6 MBq/kg) do radiofármaco, com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.



Figura 4-Exame de PET/CT com 18F-FDG na NM da mama



Figura 5-Exame de PET/CT com 18F-FDG na NM de pulmão

PET/CT 68Ga-PSMA, aquisição de CT ao corpo inteiro (Figura 6), em SP, com início da aquisição geralmente aos 60 minutos após a bio distribuição (1,8-2,2 MBq/Kg), com os braços em abdução elevados para a região posterior do crânio.

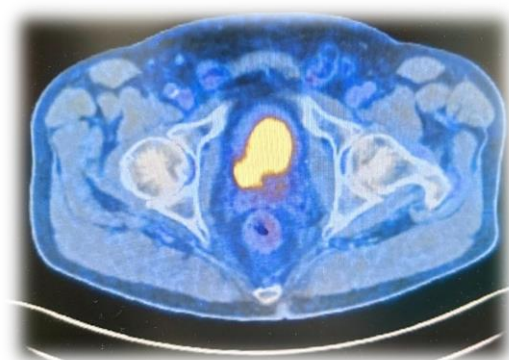


Figura 6-Exame de PET/CT com 68 Ga-PSMA na NM de próstata

É relevante indicar que o mencionado na descrição dos protocolos foi de acordo com os objetivos do estudo.

Radioterapia

Tabela 5-Parâmetros de exposição mais comuns na CT de planeamento. Todos os protocolos com modelação da corrente

Modalidade de Imagem	Produto da corrente com o tempo (mAs)	Tensão (kV)	Pitch	Tempo de Rotação (s)	Espessura de corte (mm)
CT de Planeamento Pulmão	150,00-320,00	130,00	0,80	1,00	1,00-3,00
CT de Planeamento Mama	150,00	130,00	0,80	1,00	5,00
CT de Planeamento Próstata	150,00	130,00	0,85	1,00	3,00

Nos protocolos comuns dos exames realizados na CT de planeamento, é apresentada uma descrição exaustiva do posicionamento e dos respetivos sistemas de imobilização, devido à necessidade de reprodutibilidade exigida pelas boas práticas na RT. Como mencionado anteriormente, durante o tratamento é reproduzido o posicionamento definido durante a CT.

No serviço em que foi realizado o estudo, as *ranges* são protocoladas de acordo com a patologia, tendo em conta o planeamento dosimétrico que será feito à posteriori.

Os protocolos comuns dos exames realizados são:

CT de Planeamento – NM da mama, aquisição helicoidal (figura 7), em SP, com a inclinação de 10° no plano inclinado *sabella Flex*, o que permite a estabilização da mama e a atenuação da curvatura da grelha costal, resultando em menor exposição do pulmão. Deste modelo de sistema de imobilização, que deve estar devidamente indexado, fazem ainda parte o apoio de cabeça ajustado à anatomia do doente, o apoio de braços, de mãos e o apoio poplíteo (figura 8). Para que não haja sobreposição de estruturas, os braços devem estar em abdução e elevados para a região posterior do crânio. A *range* preferencial é 2 a 3cm acima da raiz mamária, que corresponde ao limite superior, até 2 a 3 cm abaixo do sulco infra mamário (limite inferior), com o corte zero longitudinalmente a meio da glândula mamária e verticalmente 2 cm posteriormente ao limite lateral da mama.

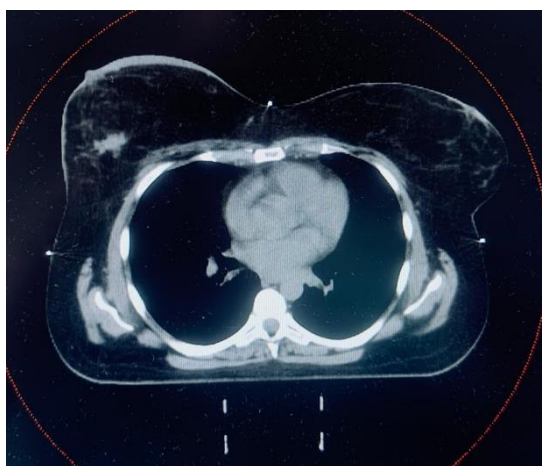


Figura 7-Imagens de CT de planeamento de NM da mama.

CT de Planeamento – NM do pulmão, aquisição helicoidal, em SP, com o plano inclinado de mama, sem inclinação (0°), devidamente indexado e que inclui ainda o apoio de cabeça, braços e mãos. Os braços devem estar em abdução elevados para a região posterior do crânio (para não estarem presentes na zona de irradiação) e, por fim, deve ser colocado

um apoio na região poplíteia (figura 10B). O posicionamento dos doentes com NM do pulmão, submetidos a SBRT (hipofracionamento), é crucial para otimizar a eficácia do tratamento e minimizar a toxicidade nos órgãos adjacentes. Este tratamento utiliza doses ablativas de radiação, em menos frações relativamente ao tratamento convencional, exigindo uma precisão ainda maior no posicionamento, de modo a garantir a administração de dose num volume-alvo preciso, com máxima proteção dos OAR. Sendo assim, o posicionamento consiste na base denominada de SBRT, apoio de cabeça, braços e mãos, compressão abdominal de arco ou cinto para limitar o movimento durante a respiração e apoio poplíteo (figura 10A). Neste caso em específico é realizada uma aquisição a toda a extensão pretendida e outra aquisição com menor espessura de corte (1mm) apenas à região de interesse. O exame deve ser realizado com uma *range* com limite superior na cartilagem cricoideia e limite inferior ao nível do limite inferior do corpo de L2, e com o corte zero da CT no apêndice xifoide.

CT de Planeamento – NM da próstata, aquisição helicoidal, em SP com uma almofada de espuma sob a cabeça, para maior conforto, com as mãos na região do músculo peitoral maior, com um sistema de imobilização, que inclui o apoio poplíteo e de pés, devidamente indexado (figura 11). No presente exame, a *range* deve iniciar a nível das vértebras L2/L3 e terminar ao nível do terço superior dos fémures, com o corte zero da CT aproximadamente 3 cm acima da raiz do pénis. Tendo em conta que variações no volume do reto e da bexiga, ao longo do tratamento, podem influenciar a localização da próstata, é feito um protocolo de preparação para a CT de planeamento e para os tratamentos. Idealmente é preferível que o reto esteja vazio e a bexiga confortavelmente cheia, possibilitando que haja um menor volume destes órgãos na região a ser tratada. Assim, de acordo com o protocolo instituído no serviço, os doentes devem esvaziar a bexiga e o reto, beber duas garrafas de água de 33 centilitros e aguardar 40 minutos. Se o diâmetro for <4-5 cm no sentido anterior/posterior, ou se o reto estiver cheio de ar, a CT não deve ser aceite, sugerindo a realização de uma nova CT. Este protocolo pode ser individualizado de acordo com as características dos doentes, se necessário.

Cone-Beam Computed Tomography

Tabela 6-Parâmetros de exposição mais comuns no CBCT

Procedimento	Produto da corrente com o tempo (mAs)	Tensão (kV)	Pitch	Tempo de Rotação (s)	Espessura de corte (mm)
CBCT ao Tórax*	270,00	125,00	N.A.	60,00	2,00
CBCT à Pélvis	1080,00	125,00	N.A.	60,00	2,00

O posicionamento realizado durante o CBCT é coincidente com o definido previamente na CT, garantindo a reprodutibilidade exata da posição do doente.

O protocolo de CBCT do tórax é aplicado nos casos de NM da mama e do pulmão, enquanto o CBCT a nível pélvico é utilizado para a NM da próstata.

O protocolo IGRT, vigente à data do estudo para a NM da mama consistia na aquisição de CBCT nas 3 primeiras frações de tratamento e, posteriormente, uma vez por semana. Em todas as restantes frações eram adquiridas imagens planares de MV. A imagem portal permite verificar de uma forma rápida o pulmão, a margem inferior e superior da mama e o *fall-off* do campo de tratamento. Nestas doentes, é frequente haver edema da mama, sendo necessário verificar se a mama continua dentro do campo de irradiação. As imagens MV permitem esta visualização rápida, não existindo dose adicional dada por estas imagens. Na presença de dúvidas ou desvios grandes nestas imagens, procedia-se à realização de um CBCT para correção *online* dos mesmos.

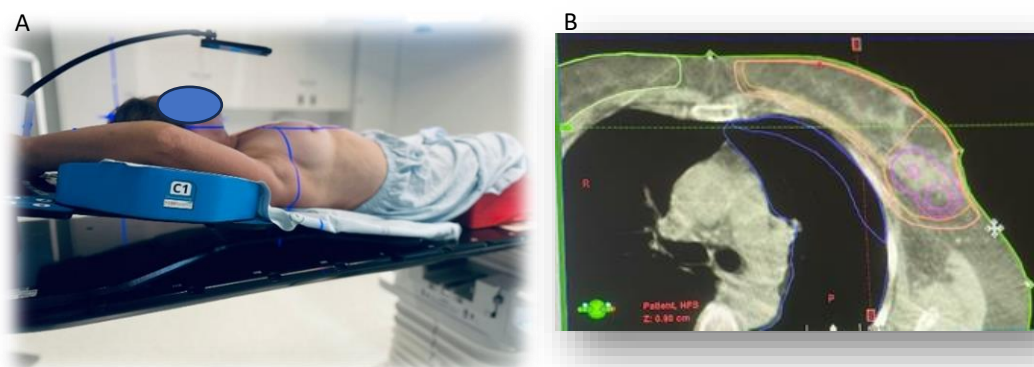


Figura 8- RT a doentes com NM da mama, representação do posicionamento (A) e imagem de CBCT plano axial (B), respetivamente.

Na NM do pulmão, o protocolo de IGRT consiste na aquisição de CBCT diariamente (figura 9), devido a possíveis alterações no volume-alvo e tecidos circundantes como alteração de peso, colapso ou expansão do pulmão, derrame pleural ou atelectasia.

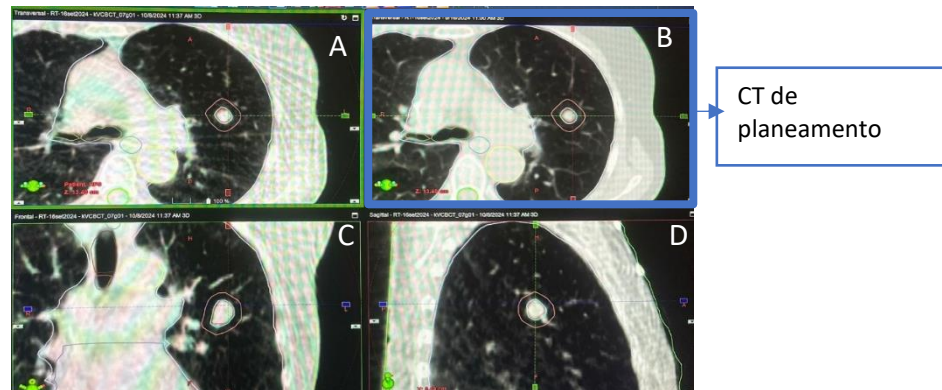


Figura 9-Imagem de CBCT de NM do Pulmão em diferentes planos anatómico: axial (A), coronal(C) e sagital(D). Imagem de CT de planeamento axial (B), respetivamente.

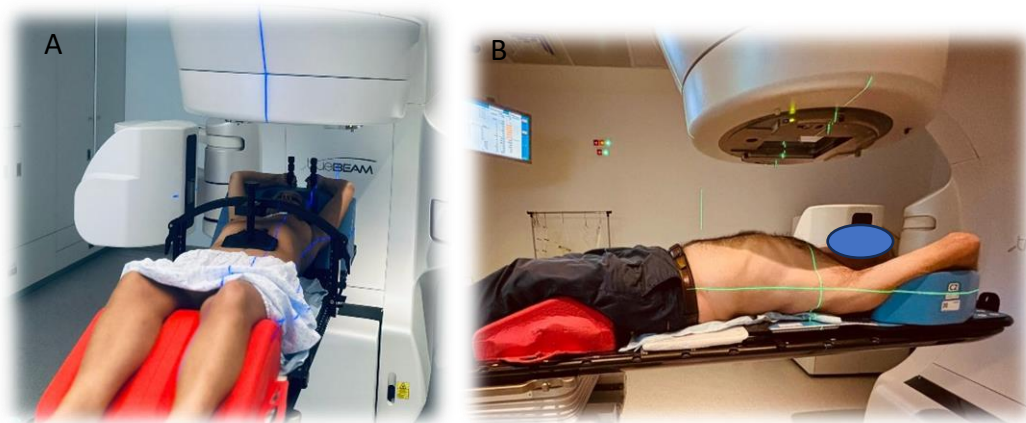


Figura 10- Posicionamento na RT para doentes com NM do Pulmão, indicado no tratamento com hipofracionamento (A) e para fracionamento convencional (B), respetivamente.

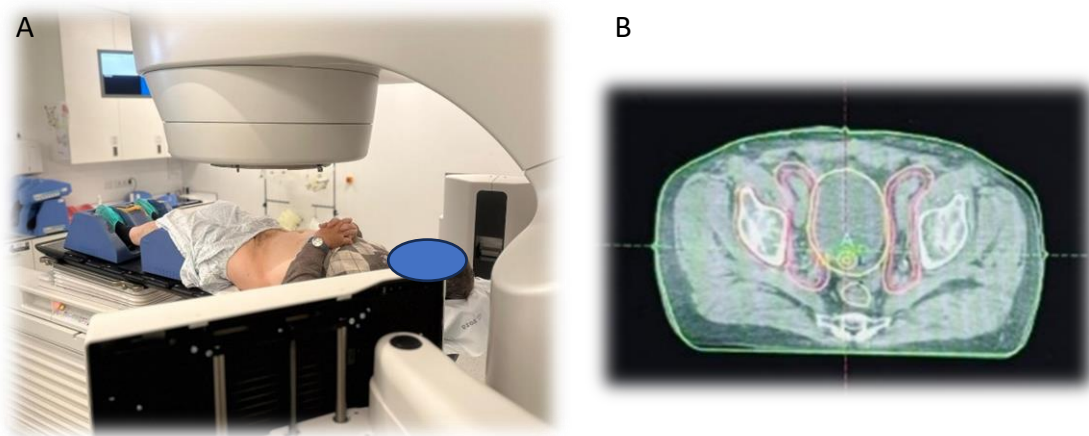


Figura 11- RT a doentes com NM de próstata, representação do posicionamento (A) e imagem de CBCT plano axial (B), respetivamente.

Relativamente aos doentes de NM de próstata, o protocolo de IGRT usado consiste na aquisição de CBCT diário, uma vez que a identificação de alterações significativas dos OAR nomeadamente reto e bexiga, são cruciais para uma correta reprodutibilidade diária.

Sumário final da metodologia

Este estudo possui uma natureza observacional, ou seja, não houve qualquer intervenção nos valores analisados, limitando-se a observações diretas. A *coorte* adotada é do tipo transversal, o que significa que uma população definida foi avaliada num único ponto no tempo, sem seguimento subsequente. Em relação ao nível de evidência, classifica-se como um estudo de nível II, considerando que até ao momento não foram realizados estudos prévios com o mesmo objetivo nesta área específica.

Resultados

O presente estudo foi desenvolvido numa amostra de 135 doentes e foi estratificada em três grupos distintos de NM: Mama 33,33% (n=45), Pulmão 33,33% (n=45) e Próstata 33,33% (n=45).

Tabela 7- Média da idade e do BMI na NM da mama, pulmão e próstata, comparação com referências

NM	Idade Referência (anos)	Idade (anos)	BMI referência	BMI
Mama	62	61,67 ($\pm$ 8,47)	18,5 - 24,9	28,27 ($\pm$ 5,14)
Pulmão	70	72,11 ($\pm$ 9,77)		25,09 ($\pm$ 4,87)
Próstata	67	73,20 ($\pm$ 6,74)		29,22 ($\pm$ 4,19)

Neoplasia Maligna da Mama

A amostra do estudo é composta por doentes do sexo feminino com diagnóstico de NM da mama, e as suas características antropométricas, descritas a seguir, são tratadas como variáveis quantitativas contínuas.

A média de idade é de 61,67 ($\pm$ 8,47) anos, a altura média é de 159,73 ($\pm$ 5,96) cm, que reflete uma leve dispersão nos valores e o peso médio é de 71,69 ($\pm$ 12,16) kg, sugerindo uma variabilidade considerável nos valores individuais.

Com base nas medições de peso e altura, o BMI foi determinado, apresentando uma média de 28,27 ($\pm$ 5,14) entre os doentes diagnosticados com NM da mama.

Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM da Mama

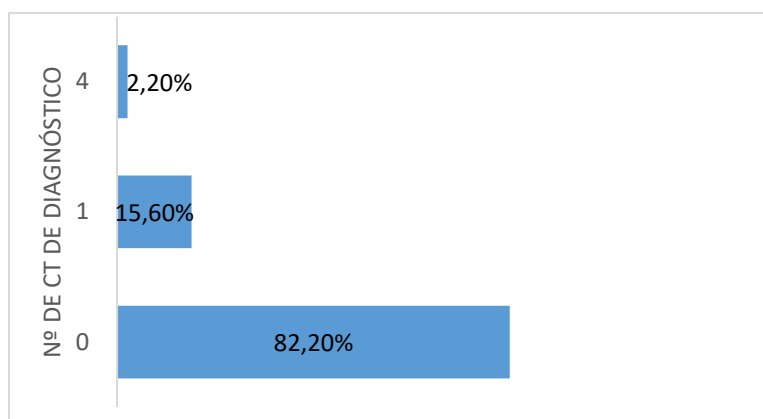
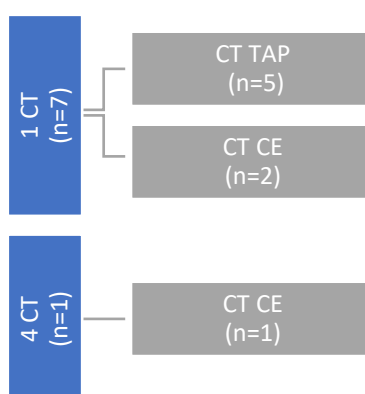


Gráfico 1- Número de CT de diagnóstico realizadas e respetiva percentagem doentes com NM da Mama

A análise dos dados demonstra que, entre os doentes de NM da mama, 82,20% (n= 37) da amostra não se submeteram a nenhum exame de CT de diagnóstico. Em contrapartida, 15,60% (n= 7) realizaram 1 CT de diagnóstico e 2,20% (n=1) realizou 4 CT de diagnóstico.

Esses resultados indicam uma predominância significativa da não realização do exame de CT entre este grupo de doentes, o que vai de encontro à prática clínica, uma vez que só há indicação para prescrição deste exame é em estadios mais avançados da doença.



Esquema 1- Número de doentes que realizaram CT de diagnóstico, por região anatómica avaliada no estudo

Relativamente à CT Crânio-Encefálica, este exame é prescrito aquando da existência de sintomatologia que levante suspeita de metastização a nível cerebral. Por outro lado, a CT Tórax, Abdómen e Pélvis pode estar indicada para estadiamento de doentes com doença avançada ou estadios precoces, mas com critérios de risco, de acordo com o protocolo institucional.

Valores de dose CT na NM da Mama

O número total de CT de diagnóstico realizadas no caso da NM da mama foi de 11 em 8 doentes.

Tabela 8-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT Crânio-Encefálica e para CT TAP na NM da mama

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT Crânio-Encefálica (n=6)	57,52 ± 4,77 (Média)	1150,47 ± 426,98 (Média)
	59,39 (Mediana)	986,00 (Mediana)
CT TAP (n=5)	13,89 ± 5,53 (Média)	1386,20 ± 812,23 (Média)
	13,57 (Mediana)	1424,00 (Mediana)

Dose efetiva CT na NM da Mama

Entre os doentes que realizaram CT de diagnóstico, observa-se que a maior dose efetiva foi de 21,36 mSv, registada em 5 doentes com a realização do protocolo de CT Tórax, Abdómen e Pélvis.

Tabela 9-Dose efetiva (mSv) da CT de diagnóstico consoante a região anatómica estudada na NM da Mama

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CT Crânio-Encefálica	986,00 (Mediana)	0,0021*	2,07
CT TAP	1424,00 (Mediana)	0,015*	21,36

*Dose efetiva calculada através do valor de *k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) de 0,0021 e 0,015 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT Crânio-Encefálica e CT TAP, respetivamente.

Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM da Mama

Nos doentes com NM da mama, a realização de PET/CT pode ser considerada para estadiamento da doença avançada ou nos estadios precoces, mas com critérios de risco.

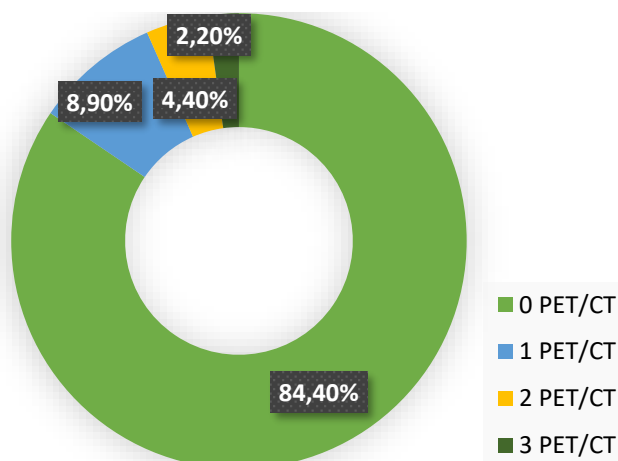


Gráfico 2- Percentagem de doentes que realizaram 0, 1, 2 ou 3 PET/CT no caso da NM da Mama

A análise da amostra revela que a maioria, 84,40% (n= 38), não realizou PET/CT. Por outro lado, 8,90% (n= 4) dos doentes realizaram 1 PET/CT, enquanto 4,40% (n=2) realizaram 2 PET/CT e 2,20% (n=1) realizaram 3 PET/CT. Esses dados indicam que a grande maioria dos doentes não teve indicação para a realização deste exame complementar de diagnóstico.

Valores de dose PET/CT na NM da Mama

Tabela 10-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM da mama

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
PET/CT 18F-FDG	3,17±1,06 (Média)	322,80±106,94 (Média)
	3,01 (Mediana)	289,00 (Mediana)

Dose efetiva da PET/CT na NM da Mama

Tabela 11-Dose efetiva (mSv) da PET/CT, considerando apenas a parte da CT no contexto da NM da mama

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
PET/CT 18F-FDG	289,00 (Mediana)	0,0106*	3,06

Dose efetiva calculada através do valor de k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) de 0,0106

Entre os doentes que realizaram PET/CT, observa-se que a maior dose efetiva foi de 9,18 mSv, registada apenas num dos doentes da amostra, com a realização de 3 PET/CT.

Em resumo, 8 dos 45 doentes com NM da mama realizaram CT ao diagnóstico e/ou *Follow-up*, enquanto 7 dos 45 doentes realizaram PET/CT no mesmo contexto. Nenhum dos doentes desta amostra realizou ambas as modalidades de exame.

Fracionamento da NM da Mama

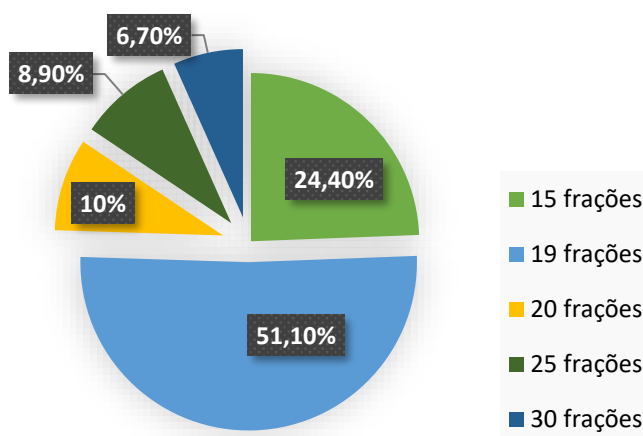


Gráfico 3- Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM de Mama

Os doentes com NM da Mama, na sua maioria perfazem 19 frações o que representa 51,10% (n= 23) da amostra. Uma proporção significativa 24,40% (n=11) realizam 15 frações, enquanto 8,90% (n=4) completaram 20 frações, 8,90% (n=4) realizaram 25 frações e 6,70% (n=3) realizaram 30 frações. Os doentes que realizaram 15, 19 e 20 frações realizaram tratamento com hipofracionamento enquanto os que realizaram 25 ou 30 frações seguiram fracionamento convencional. Estes dados indicam que 85,00% (n=38) dos doentes realizaram hipofracionamento e apenas 15,00% (n= 7) fracionamento convencional.

Dose prescrita da NM da Mama

A dose média prescrita para EBRT da NM da Mama foi de 47,85 ($\pm 5,09$) Gy, no tratamento com hipofracionamento, e de 54,29 ($\pm 5,35$) Gy no tratamento com fracionamento convencional.

Tomografia Computorizada de Planeamento da NM da Mama

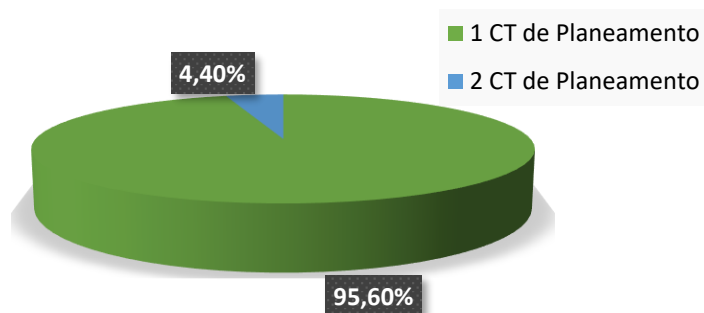


Gráfico 4- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM da mama

Relativamente à CT de planeamento, durante o percurso dos doentes no serviço de EBRT, 95,60% (n=43) dos doentes foram submetidos a uma única CT de planeamento, enquanto 4,40% (n=2) foram submetidos a duas CT de planeamento.

Valores de dose CT de Planeamento da NM da Mama

Tabela 12-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM da mama

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT de Planeamento	15,73 $\pm$ 3,58 (Média)	494,50 $\pm$ 138,81 (Média)
	15,06 (Mediana)	479,50 (Mediana)

Dose efetiva CT de Planeamento da NM da Mama

Tabela 13-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM da mama

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	<i>k</i> -factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CT de planeamento	479,50 (Mediana)	0,014*	6,71

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,014 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT do tórax.

Em síntese, 45 doentes com NM da mama realizaram uma CT de Planeamento na sua maioria (como previamente descrito) durante o seu *workflow* no tratamento por EBRT, resultando numa dose efetiva de 6,71 mSv neste exame. Contudo, entre os doentes da amostra, observa-se que a maior dose efetiva foi de 13,42mSv, registada em 2 doentes.

Cone-Beam Computed Tomography da NM da Mama

No que diz respeito à prática usual da quantidade de CBCT associada ao tratamento de NM mamária, é importante destacar que o número de frações de tratamento nem sempre reflete diretamente a quantidade de CBCT realizados. Isso é devido ao protocolo institucional vigente no ano em que os doentes realizaram tratamento, que recomendava a realização de CBCT apenas nos primeiros três dias de tratamento e posteriormente a esses dias e na ausência de critérios específicos (desvios significativos, por exemplo), o CBCT era feito apenas semanalmente. No entanto, como existe uma correlação entre o número de frações e a quantidade de CBCT, os dados foram analisados separadamente para tratamentos com fracionamento convencional (7 doentes) e hipofracionamento (38 doentes).

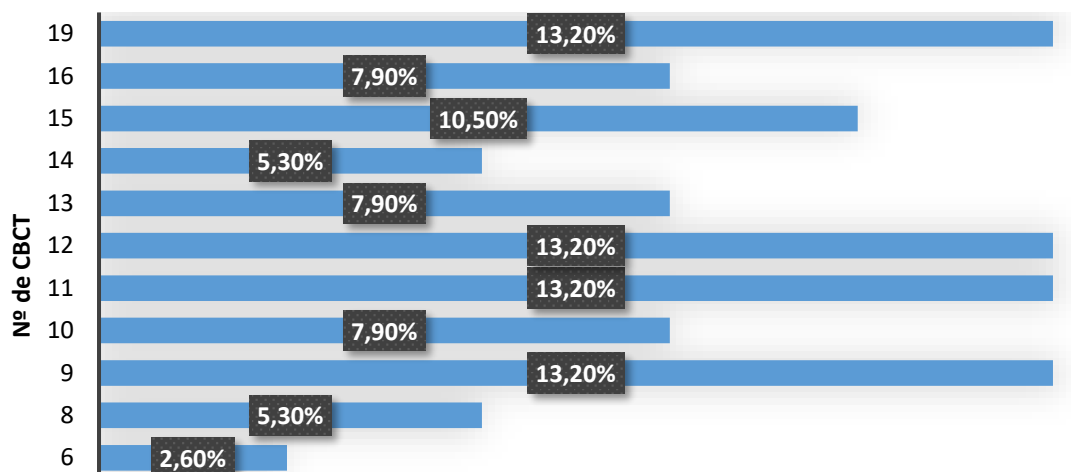


Gráfico 5- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM da Mama

Aquando da análise do gráfico, observa-se uma variabilidade acentuada, com as frequências mais prevalentes sendo 9, 11, 12 e 19 CBCT, cada uma correspondendo a 13,20% (n=5) da amostra. Ou seja, 5 doentes realizaram 9 CBCT, 5 realizaram 11, 5 realizaram 12, e 5 realizaram 19 CBCT. Apenas um doente realizou 6 CBCT o que corresponde a apenas 2,20% da amostra.

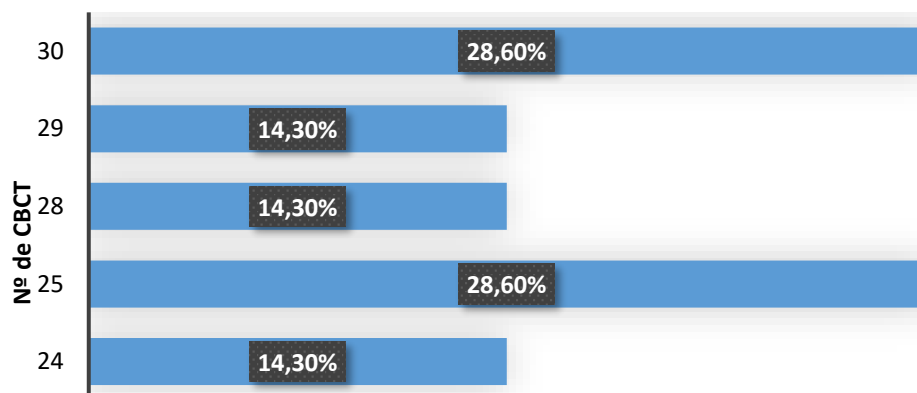


Gráfico 6- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM da Mama.

A análise do gráfico indica que no grupo do fracionamento convencional a maioria dos doentes realiza entre 25 e 30 CBCT, o que corresponde a 28,60% (n=2) da amostra. A realização de 24, 28 e 29 CBCT foi observada em três doentes distintos, sendo que cada um deles representa 14,30% do total.

Valores de dose CBCT na NM da Mama

Tabela 14-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM da mama

Modalidade de imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CBCT Hipofracionamento (n=38)	3,97±0,00 (Média)	891,48±293,39 (Média)
	3,97 (Mediana)	834,23 (Mediana)
CBCT Fracionamento Convencional (n=7)	3,97±0,00 (Média)	1779,54±547,24 (Média)
	3,97 (Mediana)	2016,00 (Mediana)

Dose efetiva CBCT na NM da Mama

Tabela 15-Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM da mama por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	<i>k</i> -factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CBCT Hipofracionamento (n=38)	834,23 (Mediana)	0,014*	11,68
CBCT Fracionamento Convencional (n=7)	2016,00 (Mediana)	0,014*	28,22

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,014 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT do tórax.

Dose efetiva no *workflow* em EBRT da NM da Mama

Hipofracionamento (1 CT + 19 CBCT)	228,63 mSv
Hipofracionamento (1 CT + 12 CBCT)	146,87 mSv
Hipofracionamento (1 CT + 11 CBCT)	135,19 mSv
Hipofracionamento (1 CT + 9 CBCT)	111,83 mSv

Esquema 2- Dose efetiva (mSv) na CT de planeamento e no CBCT na NM da mama, nos procedimentos mais comuns

Dose efetiva Total da NM da Mama

A dose efetiva de doentes com NM de mama pode ser representada pelos procedimentos mais comuns da tabela anteriormente apresentada, pois o número de doentes que realizou CT ou PET/CT no diagnóstico e *follow-up* não foram significativos.

Neoplasia Maligna do Pulmão

Dos doentes com NM do Pulmão, 20,00% são do sexo feminino (n= 9), enquanto 80,00% são do sexo masculino (n=36). Esta distribuição mostra uma predominância significativa de doentes do sexo masculino no grupo estudado.

A amostra do estudo inclui doentes com diagnóstico de NM do Pulmão, cujas características antropométricas, mencionadas a seguir, são variáveis quantitativas contínuas.

A média de idade dos doentes com esta patologia é de 72,11 ($\pm 9,77$) anos, a altura média é de 167,36 ($\pm 9,62$) cm e o peso médio é de 70,76 ($\pm 16,94$) kg.

Com base nas medições de peso e altura, o BMI foi determinado, apresentando uma média de 25,09 ($\pm 4,87$) entre os doentes diagnosticados com NM do pulmão.

Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM do Pulmão

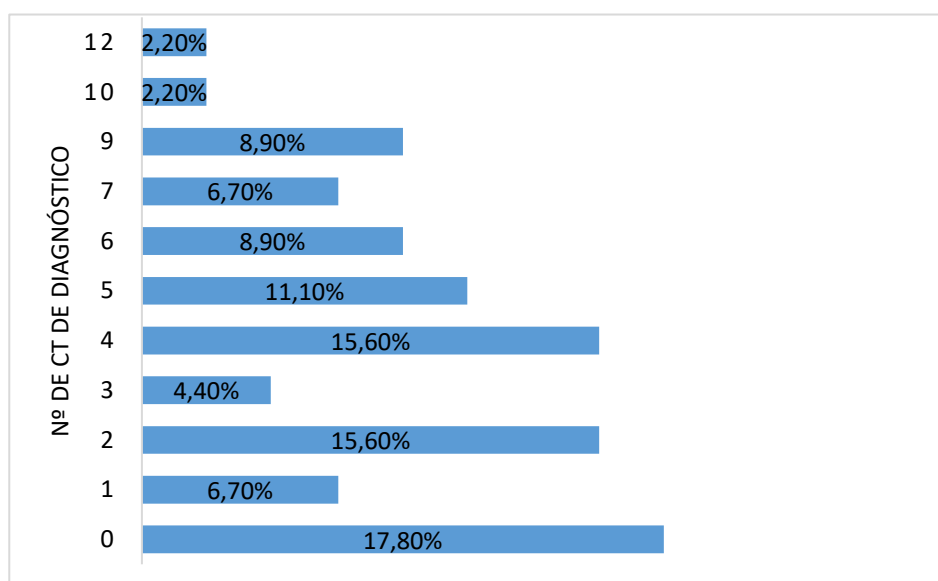
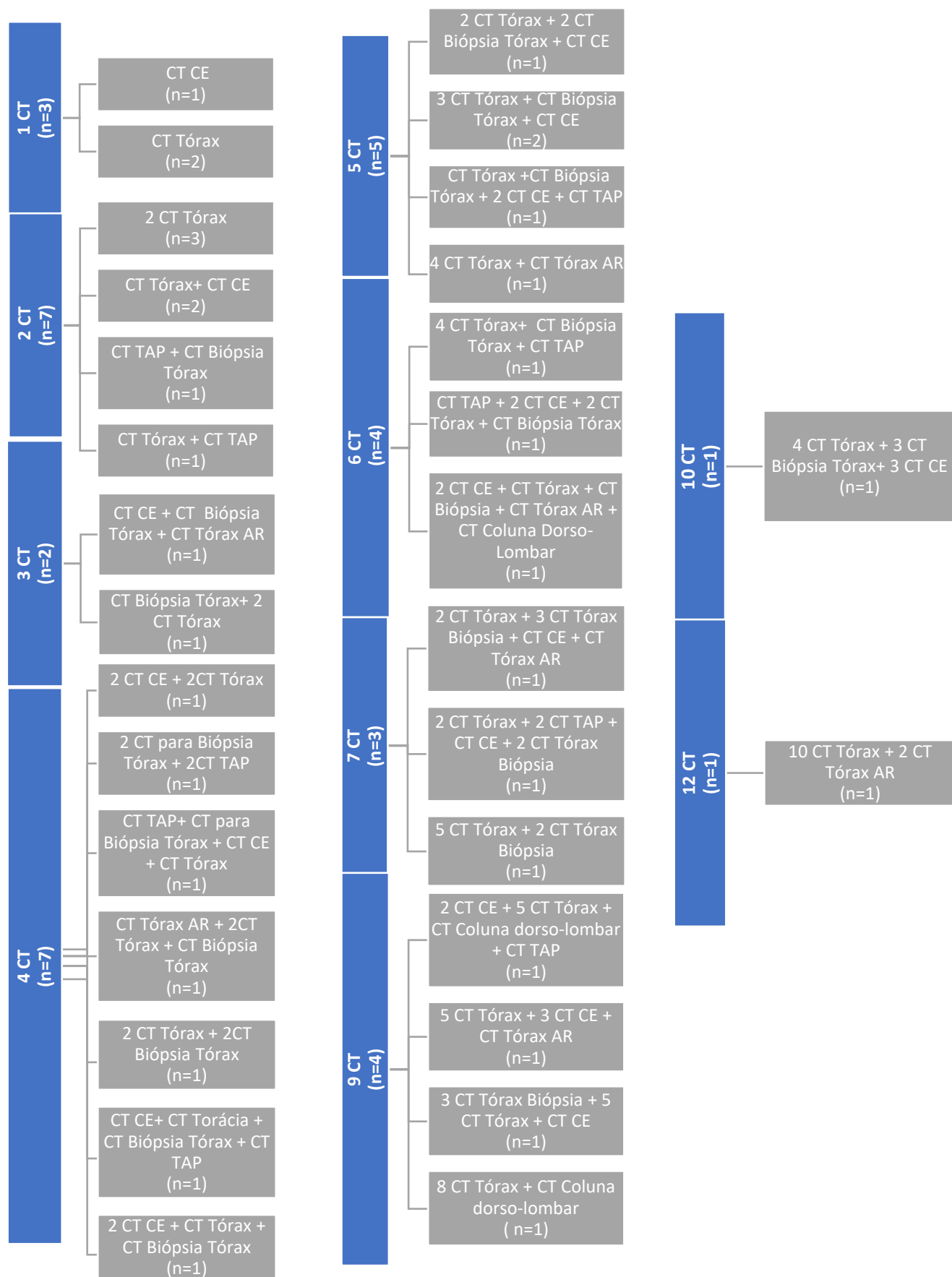


Gráfico 7- Número de CT de diagnóstico realizadas e respetiva percentagem doentes com NM do pulmão.

Entre os doentes com NM pulmonar, 17,80% (n=8) não realizaram nenhuma CT de diagnóstico. Dos restantes, 6,70% (n=3) realizaram 1 CT, 15,60% (n=7) realizaram 2 CT, 4,40% (n=2) realizaram 3 CT, 15,60% (n=7) realizaram 4 CT, 11,10% (n=5) realizaram 5 CT, 8,90% (n=4) realizaram 6 CT, 6,70% (n=3) realizaram 7 CT, 8,90% (n=4) realizaram 9 CT, 2,20% (n=1) realizaram 10 CT, e 2,20% (n=1) realizaram 12 CT.

É de salientar que no caso da NM do pulmão a não realização de nenhuma CT pode ser indicativo de realização de exames noutra instituição ou por alta precoce devido a progressão de doença. Por outro lado, houve doentes a realizar CT a regiões anatómicas extra- torácicas por diversas razões. Por um lado, para pesquisa de lesões secundárias, no caso da CT Crânio-Encefálica ou da CT à coluna Dorsal e Lombar. Por outro lado, os doentes que realizaram CT Tórax, Abdómen e Pélvis, foi sobretudo por suspeita de outras patologias, nomeadamente por suspeita de outras NM primárias.



Esquema 3- Número de doentes que realizaram CT de diagnóstico consoante a região anatómica a avaliar no estudo.

Valores de dose CT na NM do Pulmão

Dos 45 doentes com NM pulmonar, 37 realizaram CT de diagnóstico, perfazendo uma amostra de 179 exames.

Tabela 16-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT na NM do pulmão

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT Tórax (n=90)	8,54±3,76 (Média)	435,99±242,89 (Média)
	8,00 (Mediana)	388,00 (Mediana)
CT Tórax Biópsia (n=34)	7,89±4,47 (Média)	406,60± 414,58 (Média)
	6,65 (Mediana)	326,00 (Mediana)
CT Crânio-Encefálica (n=31)	60,69 ± 6,18 (Média)	2016,58 ± 587,33 (Média)
	59,07 (Mediana)	2001,00 (Mediana)
CT TAP (n=13)	11,06 ±2,91 (Média)	1328,77± 606,23 (Média)
	10,70 (Mediana)	1352,00 (Mediana)
CT Tórax Alta Resolução (n=8)	12,77±4,96 (Média)	708,25± 325,77 (Média)
	11,55 (Mediana)	710,00 (Mediana)
CT Coluna Dorsal e Lombar (n=3)	34,28± 17,36 (Média)	1580,54± 366,87 (Média)
	30,25 (Mediana)	1555,20 (Mediana)

Tabela 17- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico apenas de amostra significativa com doentes padrão na NM do pulmão

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
Tórax (n=41)	8,63±3,29 (Média)	461,31±249,16 (Média)
	8,40 (Percentil 50)	388,00 (Percentil 50)
	9,79 (Percentil 75)	584,00 (Percentil 75)

Dose efetiva CT na NM do Pulmão

Tabela 18-Dose efetiva (mSv) na CT

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CT Crânio-Encefálica	2001,00 (Mediana)	0,0021*	4,20
CT TAP	1352,00 (Mediana)	0,015*	20,28
CT Tórax	389,03 (Mediana)	0,014*	5,45
CT Tórax Alta Resolução	710,00 (Mediana)	0,014*	9,94
CT Tórax Biópsia	326,00 (Mediana)	0,014*	4,56
CT Coluna Dorsal e Lombar	1555,20 (Mediana)	0,015*	23,33

*cálculo feito através dos valores de k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) conforme definidos no UNSCEAR Report de 2013, para as CT representadas.

Na amostra em questão, o maior valor de dose efetiva na CT de diagnóstico foi de 79,26mSv (ver tabela 17), tendo que um doente com 9CT realizou 2 CT Crânio-Encefálica, 5 CT ao Tórax, 1 CT à coluna lombar e 1 CT Tórax, Abdómen e Pélvis.

Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM do Pulmão

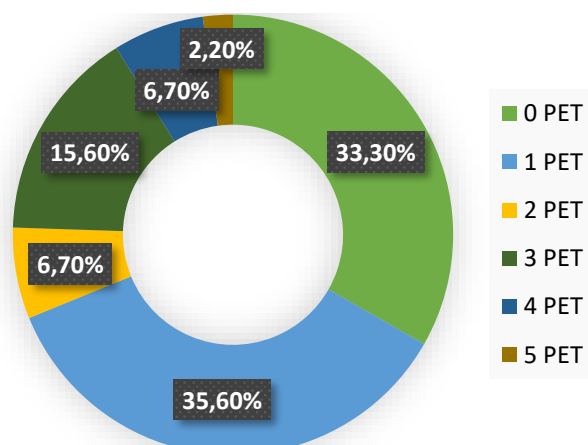


Gráfico 8- Percentagem de doentes que realizaram 0,1, 2,3, 4 ou 5 PET/CT no caso da NM do pulmão.

A análise dos dados revelou que 33,30% (n=15) da amostra não realizou nenhum exame de PET/CT. Em contrapartida, 35,60% (n=16) dos doentes realizaram 1 PET/CT, indicando uma utilização moderada deste exame complementar de diagnóstico. Além disso, 6,70% (n=3) dos doentes realizaram 2 PET/CT, 15,60% (n=7) realizaram 3 PET/CT, 6,70% (n=3) realizaram 4 PET/CT, e 2,20% (n=1) realizaram 5 PET/CT. Esses resultados evidenciam uma variabilidade significativa na adesão ao exame de PET/CT entre os doentes com NM do pulmão. O caso dos 15 doentes que não realizaram esta modalidade de imagem, indica a possibilidade de alta precoce ou realização do exame noutra instituição.

Valores de dose PET/CT na NM do Pulmão

Tabela 19-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM do pulmão.

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
PET/CT 18F-FDG	3,16 ± 1,09 (Média)	394,09 ± 133,44 (Média)
	3,09 (Mediana)	386,50 (Mediana)

Dose efetiva PET/CT na NM do Pulmão

Tabela 20-Dose efetiva (mSv) da PET/CT

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
PET/CT 18F-FDG	386,50 (Mediana)	0,0106*	4,10

* considerando apenas a parte da CT no contexto da NM do pulmão, calculada através do valor * k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) de 0,0106.

A maior dose na PET/ CT foi de 20,50 mSv com um doente a realizar 5 PET/CT.

Em resumo, 37 dos 45 doentes com NM do pulmão realizaram CT durante o diagnóstico e/ou *Follow-up*, enquanto 30 dos 45 doentes realizaram PET/CT no mesmo contexto.

Destes 45 doentes, 30 realizaram ambas as modalidades de imagem.

Fracionamento da NM do Pulmão

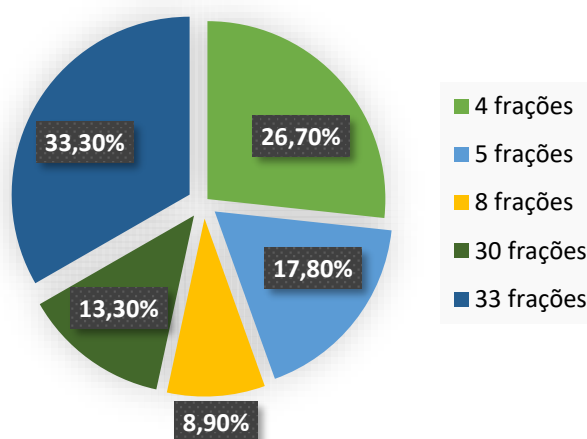


Gráfico 9- Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM Do Pulmão.

Entre os doentes diagnosticados com NM do pulmão, existe uma significativa variabilidade na prescrição do número de frações de tratamento, sendo o mais comum 33 frações a representar 33,30%(n=15), seguida da administração do tratamento em 4 frações (n= 12) que reflete 26,70% (n= 12) dos doentes, enquanto 17,80% (n=8) realizaram 5 frações, 13,30% (n= 6) realizaram 30 frações e em menor percentagem doentes que realizaram 8 frações com 8,90% (n=4). Os dados indicam que 53,40% (n=24) dos doentes foram submetidos a tratamento com hipofracionamento, realizando 4, 5 ou 8 frações, enquanto 46,60% (n=21) realizaram fracionamento convencional, com 30 ou 33 frações.

Dose prescrita da NM do Pulmão

A dose média prescrita para o tratamento com EBRT da NM do pulmão aquando do tratamento com fracionamento convencional foi de 64,95 ($\pm 3,32$) Gy com uma mediana de 66,00Gy, com hipofracionamento foi de 50,67 ($\pm 4,36$) Gy e uma mediana de 49,00Gy.

Tomografia Computorizada de Planeamento da NM do Pulmão

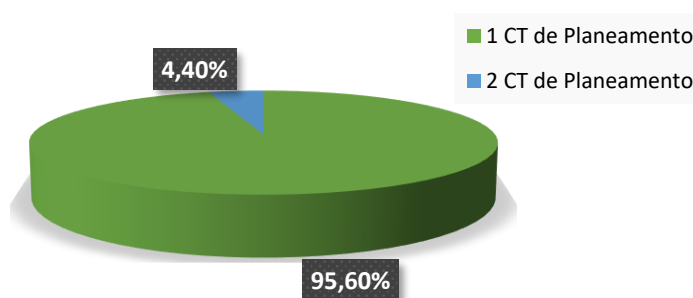


Gráfico 10- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM de Pulmão.

No que se refere à repetição da CT de planeamento durante o percurso do doente no serviço de EBRT, a análise dos dados revela que apenas 4,40% dos doentes ($n=2$) foram submetidos a uma segunda CT. Ou seja, a grande maioria 95,60% ($n= 43$) realizou apenas uma CT de planeamento, sem necessidade de repetição do exame.

Valores de dose CT de Planeamento na NM do Pulmão

Tabela 21-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM de Pulmão.

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT de Planeamento	22,87 $\pm$ 5,80 (Média)	1024,55 $\pm$ 322,13 (Média)
	26,01 (Mediana)	1038,91 (Mediana)

Dose efetiva CT de Planeamento na NM do Pulmão

Tabela 22-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM do pulmão

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CT de planeamento	1038,91 (Mediana)	0,014*	14,54

*O valor de k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,014 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT do tórax

Em suma, durante o seu *workflow* no tratamento por EBRT, 45 doentes com NM do pulmão realizaram na sua maioria uma CT de Planeamento (como previamente descrito), resultando numa dose efetiva de 14,54 mSv neste exame.

Cone-Beam Computed Tomography da NM do Pulmão

Os dados indicam uma variação considerável na quantidade de CBCT realizados entre os doentes.

Devido a uma correlação entre o número de frações e a quantidade de CBCT, os dados foram analisados separadamente para tratamentos com fracionamento convencional (21 doentes) e hipofracionamento (24 doentes).

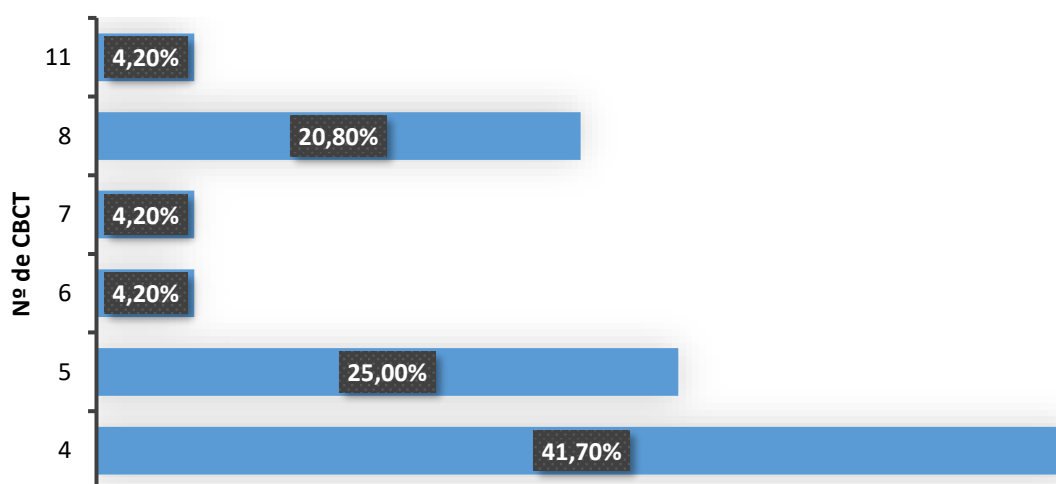


Gráfico 11- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM do Pulmão.

Com a análise do gráfico anterior, é possível verificar que a maioria dos doentes que realizaram hipofracionamento, realizaram 4 CBCT o que reflete 41,70% (n = 10) da amostra. Seguidos de 25,00% (n = 6) dos doentes com a realização de 5 CBCT, 20,80% (n = 5)

realizaram 8 CBCT, 4,20% (n = 1) realizaram 6 CBCT, 4,20% (n = 1) realizaram 7 CBCT. Também, 4,20% (n = 1) realizaram 11 CBCT.

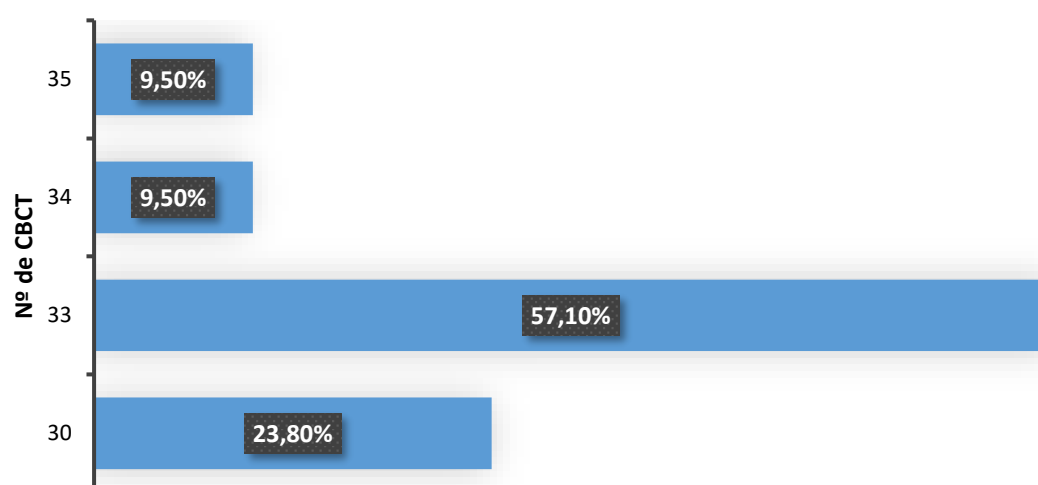


Gráfico 12- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM do Pulmão.

A análise dos dados relativos aos doentes que realizaram fracionamento convencional revelou que a maior proporção de doentes, 57,10% (n = 12), realizou 33 CBCT. Dos que representaram 23,80% (n = 5) da amostra realizaram 30 CBCT. Por fim, 9,50% (n = 2) dos doentes realizaram 34 CBCT, assim como 9,50% (n = 2) realizaram 35 CBCT.

Valores de dose CBCT na NM do Pulmão

Tabela 23-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM do pulmão

Modalidade de imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CBCT Hipofracionamento (n=24)	4,42±2,46 (Média)	446,48±202,07 (Média)
	3,97 (Mediana)	354,09 (Mediana)
CBCT Fracionamento Convencional (n=21)	4,02±0,25 (Média)	2308,93±150,69 (Média)
	3,97 (Mediana)	2294,63 (Mediana)

Dose efetiva CBCT na NM do Pulmão

Tabela 24-Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM do pulmão por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional.

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CBCT Hipofracionamento (n=24)	354,09 (Mediana)	0,014*	4,96
CBCT Fracionamento Convencional (n=21)	2294,63 (Mediana)	0,014*	32,12

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,014 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT do tórax.

Dose efetiva no workflow em EBRT da NM do Pulmão

Hipofracionamento (1 CT + 4 kV-CBCT)	34,38 mSv
Hipofracionamento (1 CT + 5 kV-CBCT)	39,34 mSv
Hipofracionamento (1 CT + 8 kV-CBCT)	54,22mSv
Fracionamento Convencional (1 CT + 30 kV-CBCT)	978,14mSv
Fracionamento Convencional (1 CT+33 kV-CBCT)	1074,5mSv

Esquema 4- Dose efetiva (mSv) na CT de planeamento e no CBCT na NM do Pulmão, nos procedimentos mais comuns

Dose efetiva Total da NM do Pulmão

A dose efetiva de doentes com NM de pulmão pode ser representada pelos procedimentos mais frequentemente realizados, conforme indicado na tabela anteriormente apresentada.

Não existe um padrão nos procedimentos mais comuns do diagnóstico e *follow-up*, pelo que não é possível obter um valor que represente todos os doentes. Por cada CT ou PET/CT efetuada o doente tem uma dose efetiva acrescentando à dose efetiva calculada para os CT

de planeamento e CBCT. Mas, podemos afirmar que 16 dos doentes realizaram pelo menos uma PET/CT, ou seja acresce 4,10mSv ao esquema 4.

Neoplasia Maligna da Próstata

A amostra do estudo inclui doentes com diagnóstico de NM da próstata, cujas características antropométricas, descritas a seguir, são variáveis quantitativas contínuas.

A média de idade dos doentes é de 73,20 ($\pm 6,74$) anos, a altura média dos doentes é de com base nas medições de peso e altura, o BMI foi determinado, apresentando uma média de 29,22 ($\pm 4,19$) entre os doentes diagnosticados com NM da próstata.

Tomografia Computorizada de Diagnóstico da NM da Próstata

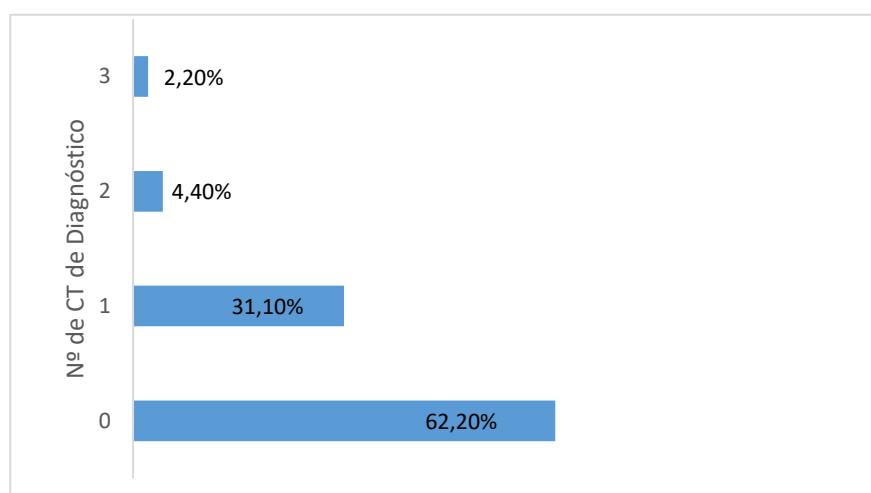
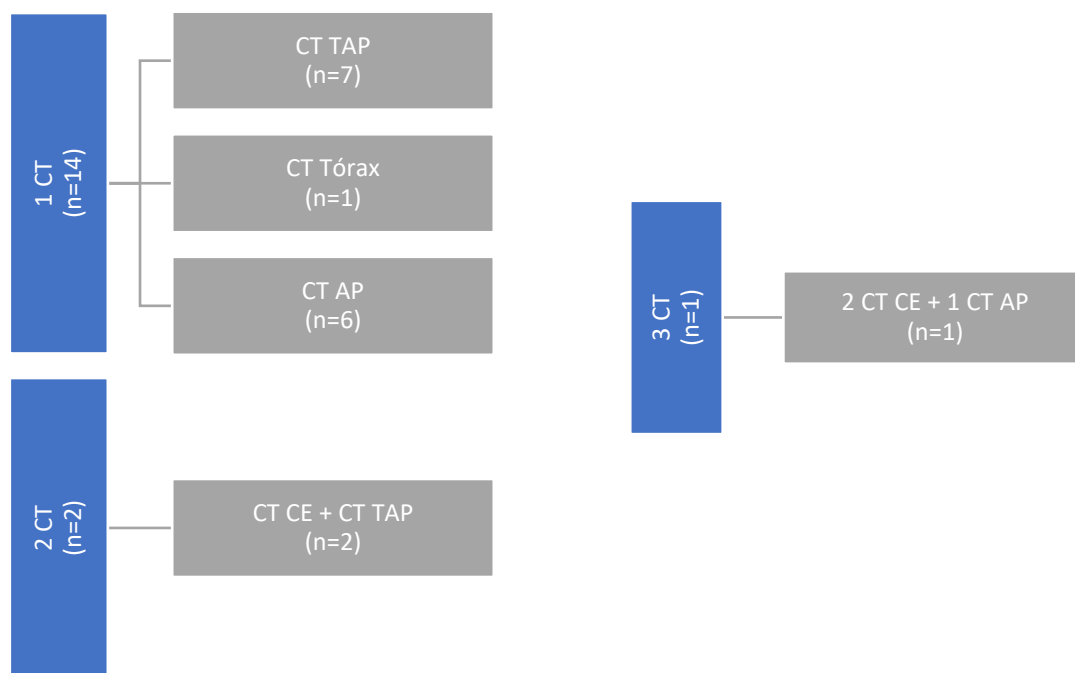


Gráfico 13- Número de CT de diagnóstico realizados em doentes com NM da Próstata.

Nos doentes com NM da próstata, verificou-se que 62,20% (n=28) não realizaram qualquer exame de CT de diagnóstico. Por outro lado, 31,10% (n=14) realizaram 1 CT de diagnóstico, 4,40% (n=2) realizaram 2 CT de diagnóstico, e 2,20% (n = 1) foram submetidos a 3 CT de diagnóstico. Esses resultados refletem uma variação na utilização da CT de diagnóstico entre os doentes.



Esquema 5- Número de doentes que realizaram CT de diagnóstico consoante a região anatómica a avaliar no estudo.

À semelhança do que foi descrito nas outras NM, alguns destes exames terão sido realizados para pesquisa de lesões secundárias, em contexto de estadiamento ou sintomatologia.

Valores de dose CT na NM da Próstata

O número total de CT de diagnóstico realizadas no caso da NM de Próstata foi de 21, realizadas por 17 doentes.

Tabela 25-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico na NM da próstata.

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT TAP (n=9)	8,83± 2,14 (Média)	1006,76± 369,45 (Média)
	8,50 (Mediana)	1013,00 (Mediana)
CT AP (n=7)	12,37± 5,02 (Média)	1389,20± 662,24 (Média)
	12,82 (Mediana)	1268,00 (Mediana)
CT Crânio-Encefálica (n=4)	63,56±5,42 (Média)	1217,75±279,44 (Média)
	62,48 (Mediana)	1159,50 (Mediana)
CT Tórax (n=1)	11,30±0,00 (Média)	485,00±0,00 (Média)
	11,30 (Mediana)	485,00 (Mediana)

Dose efetiva CT na NM da Próstata

Tabela 26-Dose efetiva (mSv) das CT de diagnóstico na NM de próstata.

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)	Dose efetiva (mSv)
CT Crânio-Encefálica	1159,50 (Mediana)	0,0021*	2,43
CT TAP	1013,00 (Mediana)	0,015*	15,20
CT Tórax	485,00 (Mediana)	0,014*	6,80
CT AP	662,34 (Mediana)	0,015*	9,93

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) conforme definido no *UNSCEAR Report* de 2013, para cada região anatómica estudada.

Entre os doentes que realizaram CT de diagnóstico, observa-se que a maior dose efetiva foi de 20,06 mSv com um doente a realizar 2 CT uma com protocolo de CT Tórax, Abdómen e Pélvis e outra com protocolo de CT Crânio-Encefálica.

Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada da NM da Próstata

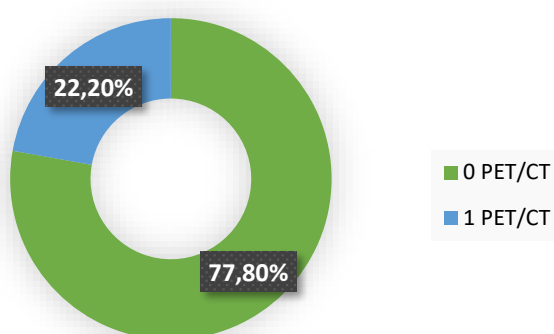


Gráfico 14- Percentagem de doentes que realizaram 0 ou 1 PET/ CT na NM da Próstata.

A análise dos dados referente aos doentes com NM da próstata revelou que 77,80% (n = 35) não realizaram nenhum exame complementar de diagnóstico com PET/ CT. Em contrapartida, 22,20% dos doentes (n = 10) foram submetidos a uma PET/ CT. Esses

resultados indicam uma predominância significativa da ausência de prescrição do exame PET/CT entre os doentes de próstata.

Valores de dose PET/CT na NM da Próstata

Tabela 27- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para PET/CT na NM de próstata.

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
PET/CT 68Ga-PSMA	9,13 ± 3,15 (Média)	940,10 ± 317,42 (Média)
	9,70 (Mediana)	997,50 (Mediana)

Dose efetiva PET/CT da NM da Próstata

Tabela 28-Dose efetiva (mSv) da PET/CT.

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy-1 cm-1)	Dose efetiva (mSv)
PET/CT 68Ga-PSMA	997,50 (Mediana)	0,0106*	10,57

* considerando apenas a parte da CT no contexto da NM da próstata calculada através do valor de* k factor (coeficiente de dose efetiva normalizado) de 0,0106.

Entre os doentes que realizaram PET/CT, observa-se que a maior dose foi de 10,57 mSv, registada em 10 doentes da amostra.

Em resumo, 17 dos 45 doentes com NM da próstata realizaram CT durante o diagnóstico e/ou *Follow-up*, enquanto 10 dos 45 doentes realizaram PET/CT no mesmo contexto.

Destes 45 doentes, 6 realizaram ambas as modalidades de imagem.

Fracionamento da NM da Próstata

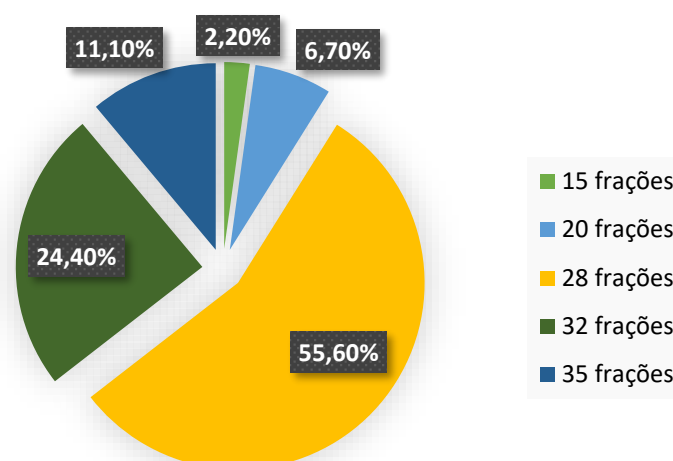


Gráfico 15 - Percentagem de doentes por nº frações realizadas pela amostra de doentes de NM Próstata.

Entre os doentes com NM da próstata, observa-se uma predominância na realização de 28 frações de EBRT, abrangendo 55,60% ($n = 25$) da amostra, seguido de 24,40% ($n=11$) com a realização de 32 frações, já com 11,10% ($n=5$) a realização de 35 frações. Em menor percentagem 6,70% ($n=3$) que realizaram 20 e 2,20% ($n=1$) com 15 frações. Dos doentes estudados neste caso, 64,50% ($n=29$) foram tratados com hipofracionamento e 35,50% ($n=16$) com fracionamento convencional.

Dose prescrita da NM da Próstata

A dose média prescrita para o tratamento com EBRT da NM da próstata no fracionamento convencional foi de 66,38 ($\pm 4,08$) Gy e no caso de doentes que realizaram hipofracionamento 67,16 ($\pm 7,84$) Gy.

Tomografia Computorizada de Planeamento da NM da Próstata

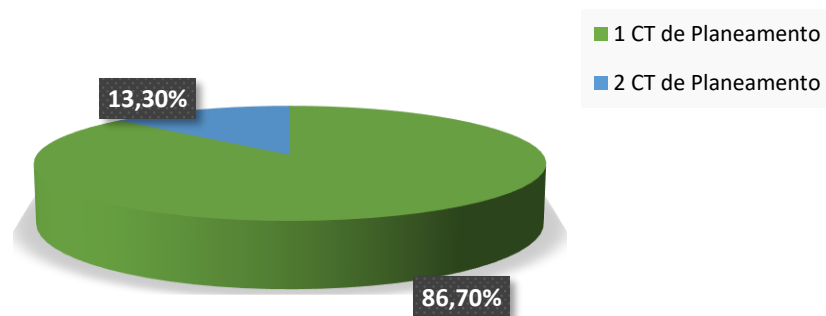


Gráfico 16- Percentagem de doentes que realizou uma ou duas de CT de Planeamento na NM de próstata.

Entre os doentes com NM da próstata, 13,30 % (n = 6) foram submetidos a duas CT de planeamento durante o seu percurso no serviço de EBRT. Isso significa que a maioria dos doentes, 86,70% (n = 39), realizou apenas uma CT de planeamento.

Valores de dose CT de Planeamento na NM da Próstata

Tabela 29-Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de planeamento na NM da próstata.

Modalidade de Imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT de Planeamento	13,57± 3,47 (Média)	554,45± 218,18 (Média)
	12,82 (Mediana)	480,57 (Mediana)

Dose efetiva CT de Planeamento na NM da Próstata

Tabela 30-Dose efetiva (mSv) da CT de planeamento na NM da próstata

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy-1 cm-1)	Dose efetiva (mSv)
CT de planeamento	480,57 (Mediana)	0,015*	13,21

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,015 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT pélvico.

Em suma, 45 doentes com NM da próstata realizaram uma CT de Planeamento na sua maioria (como previamente descrito) durante o seu *workflow* no tratamento por EBRT, resultando numa dose efetiva de 13,21 mSv neste exame. Contudo, entre os doentes da amostra, observa-se que a maior dose efetiva na CT de planeamento foi de 26,42 mSv, registada em 6 doentes.

Cone-Beam Computed Tomography da NM da Próstata

No que diz respeito à prática usual da quantidade de CBCT associada ao tratamento de NM da próstata, como existe uma correlação entre o número de frações e a quantidade de CBCT, os dados foram analisados separadamente para tratamentos com fracionamento convencional (16 doentes) e hipofracionamento (29 doentes).

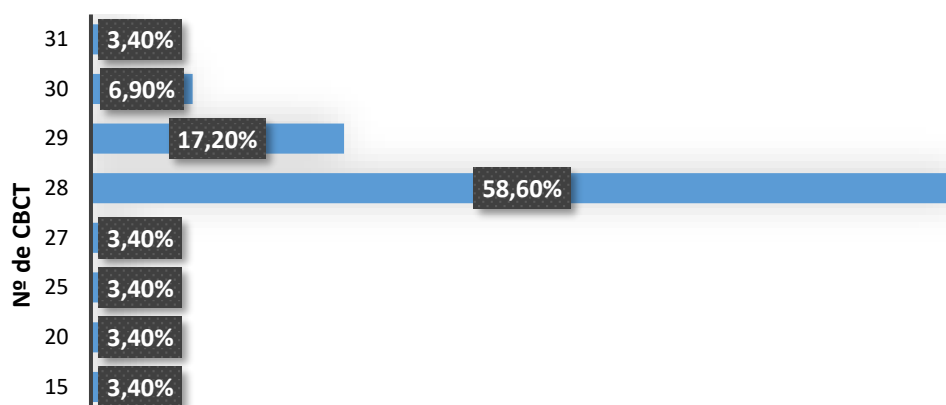


Gráfico 17- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do hipofracionamento na NM da Próstata.

Aquando da análise do gráfico, observa-se uma variabilidade acentuada, com o maior número 58,60%(n=17) correspondendo a 28 CBCT realizados, posteriormente 17,20%(n=5) a representar a realização de 29 CBCT e 6,90%(n=5) realizou 30 CBCT. E por fim, apenas um doente realizou 15,20,25,27 ou 31 CBCT o que corresponde a apenas 3,40% (n=1) da amostra.

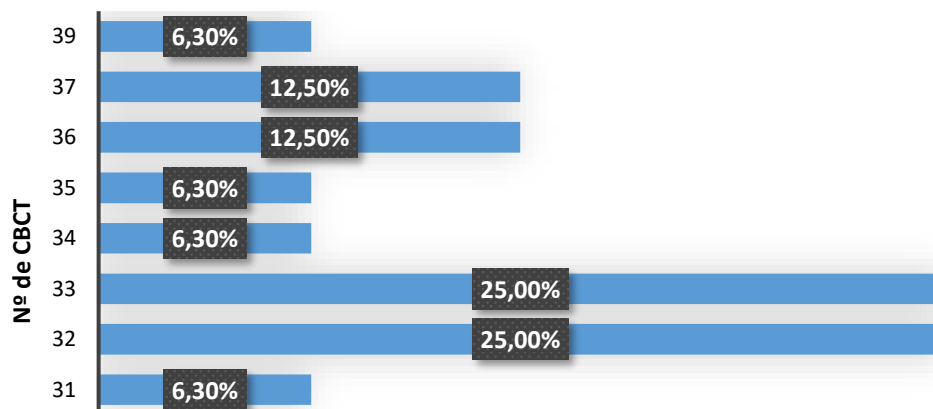


Gráfico 18- Percentagem de doentes que realizaram CBCT no grupo do fracionamento convencional na NM da Próstata.

A análise do gráfico indica que no grupo do fracionamento convencional a maioria dos doentes realiza entre 32 ou 33 CBCT, o que corresponde a 25,00% (n=4) da amostra. De seguida a representar a amostra com 12,50%(n=2) com a realização de 36 ou 37 CBCT. Enquanto apenas realizado por 1 doente está a realização de 31, 34, 35 ou 39 CBCT com 6,30%.

Valores de dose CBCT na NM da Próstata

Tabela 31- Média, Desvio Padrão e Mediana dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CBCT na NM da próstata.

Modalidade de imagem	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
CBCT Hipofracionamento (n=29)	18,88±7,33 (Média)	9104,70±3686,27 (Média)
	15,89 (Mediana)	7786,78 (Mediana)
CBCT Fracionamento Convencional (n=16)	19,62±7,43 (Média)	11640,50± 4171,85 (Média)
	15,89 (Mediana)	9491,78 (Mediana)

Dose efetiva CBCT na NM da Próstata

Tabela 32- Dose efetiva (mSv) do CBCT na NM de próstata por tratamento com hipofracionamento e por fracionamento convencional.

Modalidade de Imagem	DLP (mGy.cm)	k-factors (mSv mGy-1 cm-1)	Dose efetiva (mSv)
CBCT Hipofracionamento (n=29)	7786,78 (Mediana)	0,015*	116,80
CBCT Fracionamento Convencional (n=16)	9491,78 (Mediana)	0,015*	142,38

*O valor de *k factor* (coeficiente de dose efetiva normalizado) foi de 0,015 conforme definido no UNSCEAR Report de 2013, para a CT pélvica.

Dose efetiva no *workflow* em Radioterapia Externa da NM da Próstata



Esquema 6- Dose efetiva (mSv) na CT de planeamento e no CBCT na NM da próstata, no procedimento mais comum.

Dose efetiva Total da NM da Próstata

A dose efetiva de doentes com NM de Próstata na EBRT pode ser representada pelo procedimento mais comum da tabela anteriormente apresentada.

Não existe um padrão nos procedimentos mais comuns do diagnóstico e *follow-up*, pelo que não é possível obter um valor que represente todos os doentes. Por cada CT ou PET/CT efetuada o doente tem uma dose efetiva acrescentando à dose efetiva calculada para os CT de planeamento e CBCT, representada nos pontos anteriores.

Discussão

Análise de Resultados

A incidência de NM da mama, pulmão e próstata tende a aumentar com a idade, a maior parte dos casos é diagnosticada em pessoas com 60 anos ou mais. Como se pode verificar a amostra do estudo corrobora com a literatura. O envelhecimento celular e a acumulação de mutações genéticas ao longo do tempo aumentam a probabilidade do desenvolvimento de NM. Além disso, o envelhecimento do sistema imunológico pode reduzir a capacidade do corpo de detetar e destruir células tumorais (Cancer research UK, 2023).

Um BMI ideal para a maioria dos adultos é entre 18,5 e 24,9. Estar acima do peso significa ter um BMI entre 25 e 30. Obesidade significa estar muito acima do peso com um BMI de 30 ou mais (Manual MSD, n.d.).

Na NM da mama um dos fatores de risco é o excesso de peso e a obesidade, especialmente após a menopausa, o tecido adiposo produz estrogénio, o que pode estimular a NM da mama (American Cancer Society, 2021).

Na NM do pulmão o peso corporal não é o principal fator de risco, mas o excesso de peso e a obesidade podem aumentar o risco, especialmente em pessoas que não fumam. A relação entre obesidade e NM do pulmão ainda está a ser estudada, mas os dados sugerem que a inflamação crónica, alterações hormonais e outros fatores associados ao excesso de peso podem contribuir para aumentar o risco (American Cancer Society, 2021).

Os homens obesos têm um risco aumentado de desenvolver NM da próstata, especialmente tipos mais agressivos. A obesidade pode também afetar a resposta ao tratamento, como a RT e a cirurgia (American Cancer Society, 2021).

A análise da amostra revela que a média do BMI em cada uma das NM indica que os doentes se encontram com excesso de peso, o que corrobora o facto de a obesidade e o excesso de peso serem fatores de risco reconhecidos para as NM estudadas (American Cancer Society, 2021).

Após a consulta os valores de DRL estabelecidos em diretrizes (ICRP, relatórios nacionais) e de valores típicos de exposição foram comparados os valores da mediana das modalidades de imagem (mais frequentes) representadas no estudo.

Tabela 33-Valores típicos de exposição da ULS de Coimbra nas CT de diagnóstico mais frequentemente realizadas no contexto do estudo, em comparação com os valores reportados na literatura.

Neoplasia Maligna	Região Anatómica	Atli et al. (2021)	Valores típicos de exposição ULS Coimbra	Atli et al. (2021)	Valores típicos de exposição ULS Coimbra
		CTDIvol (mGy)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	DLP (mGy.cm)
Pulmão	Tórax (n=90)	8,30 (Mediana)	8,00 (Mediana)	314,00 (Mediana)	388,00 (Mediana)
	CE (n=31)	53,00 (Mediana)	59,07 (Mediana)	988,00 (Mediana)	2001,00 (Mediana)

Relativamente aos resultados observados comparado com estudos, é possível concluir que os valores típicos de exposição na ULS de Coimbra para os dados que estão incluídos neste estudo encontram-se acima dos níveis representados como referência na NM do Pulmão. As diferenças nos valores obtidos podem dever-se a vários fatores, tais como: técnicas distintas utilizadas na aquisição das imagens (comprimento da *range*, a constatar pelo valor do DLP), a aplicação de métodos diferentes, os técnicos com níveis de experiência diferentes podem recorrer a abordagens distintas durante a realização dos exames, os fatores contextuais ou circunstâncias durante a aquisição podem também influenciar os resultados obtidos. Para justificar esta disparidade de valores, seria necessário realizar um acompanhamento detalhado durante a execução dos exames, de forma a identificar possíveis limitações e condições envolvidas. Apenas com essa análise seria viável apresentar sugestões de melhoria. Esta heterogeneidade da amostra contribui igualmente para as diferenças observadas. A redução da dose na imagiologia é muito importante e o princípio ALARA deve ser sempre o mais importante na prática, mas sem comprometer a qualidade diagnóstica.

Aquando a análise dos doentes de NM do pulmão, foi evidente a presença de 47 CTs ao tórax realizadas por doentes padrão. Com isto, é possível obter os DRLs, a partir de valores de descritores de dose recolhidos na Unidade Local de Saúde de Coimbra.

Tabela 34- DRLs com o percentil 75 dos descritores de dose (CTDIvol e DLP) obtidos para CT de diagnóstico da região anatómica do tórax(European Commission, 2021).

Região Anatómica	Descritores de dose	Unidade Local de Saúde Coimbra	Radiation and Nuclear Safety Authority (FI) 2013	Ireland (IE) MERU 2017	Norway (NO) 2018	Sweden (SE) 2019	Danish Health Authority (DK) 2017	Public Health England (UK) 2016
Tórax (n=41)	CTDIvol (mGy)	9,79	11,00	7,00	9,00	9,00	16,00	12,00
	DLP (mGy.cm)	584,00	430,00	241,00 (a)/ 272,00(b)	350,00	350,00	620,00	610,00

Após realizar a comparação dos valores dos descritores de dose obtidos pela Unidade Local de Saúde de Coimbra, em doentes padrão, submetidos a CT de diagnóstico no caso de NM do pulmão, verificou-se que este o valor do CTDIvol está posicionado acima do registado em três estudos, enquanto apresenta valores inferiores em outros três. Relativamente ao DLP, observa-se que este excede o valor de referência em quatro estudos analisados, situando-se, no entanto, abaixo desse mesmo valor em apenas dois casos. Neste caso deve ser indicada a harmonização de procedimentos na instituição.

Dose efetiva

Para quantificar a exposição à radiação, as unidades de medida usadas são o Sv e o Gy. O Sv quantifica a quantidade de dano causado ao corpo humano, enquanto o Gy é a energia absorvida no corpo por unidade de massa.

A dose de uma única CT pode variar significativamente, dependendo da região anatómica examinada e dos parâmetros técnicos utilizados. De forma geral, uma única CT pode corresponder a uma dose efetiva entre 2mSv e 20 mSv, com uma média de 2 mSv por CT Crânio-Encefálica e 10 mSv por CT abdominal e Pélvica. As doses típicas de radiação de acordo com *American College of Radiology* relatam que a dose média de radiação efetiva

na CT Crânio-Encefálica é de 2mSv, na CT do Tórax é de 6,1 mSv e na CT AP é de 7,7 mSv. (American college of Radiology, n.d.)

Estudos recentes mostram que procedimentos como a PET/CT de corpo inteiro podem atingir doses médias de 15 mSv, com variação conforme o índice de massa corporal (Chang et al., 2022), enquanto a CT abdomino-pélvica apresenta uma média de 10,29 mSv (Alshanqity & Alenezi, 2024), o que corrobora com o presente estudo.

Um dos objetivos do estudo incidia no valor de dose efetiva que um doente com uma NM de mama, pulmão ou próstata estava sujeito no fim de todo o processo e os valores apresentados nos resultados dos procedimentos mais comuns apresentam valores totais acima de 100 mSv e no caso da NM da próstata valores acima de 1000 mSv (Schubauer-Berigan et al., 2024).

Uma dose acumulativa acima de 1000 mSv é considerada preocupante, pois aumenta significativamente o risco de efeitos estocásticos, como NM induzidas pela radiação.

Nestes casos deve avaliar-se rigorosamente a necessidade clínica de cada exame adicional, priorizando alternativas que não utilizem radiação ionizante, como MRI ou ecografia (Kim et al., 2023). Estratégias como o uso de protocolos de baixa dose e algoritmos de reconstrução iterativa que contribuem para reduzir a exposição (Kim et al., 2023). Implementar um registo individual de dose para monitorizar a exposição acumulada ao longo do tempo, facilitando a análise de risco-benefício em exames futuros (ESR, 2020) (Godfrey et al., 2023).

Para doses acima de 100 mSv, o risco estocástico aumenta de forma proporcional. Em casos de milhares de mSv, o risco pode ser expressivo, dependendo da idade do doente e da sensibilidade dos tecidos irradiados (ICRP, 2007).

Estudos indicam que a dose efetiva média de radiação estimada para procedimentos de imagem em doentes oncológicos é de aproximadamente 79 ± 76 mSv por doente, com um intervalo de 0,3 mSv a 483 mSv (Lee et al., 2022).

Um CBCT *standard* resulta habitualmente num acréscimo na dose central de um valor <30 mGy, sendo 60 mGy o limite máximo. Dependendo do protocolo de imagem e de características do doente, a dose periférica, na pele, é tipicamente 40% superior. A otimização de protocolos de aquisição de imagem, selecionados corretamente para a área

anatômica a tratar, podem levar à redução da dose nos CBCTs. A dose periférica devida a IGRT com CBCT aumenta o risco de NM secundária de um valor $< 2\%$ comparado com a radioterapia sem IGRT. A dose de IGRT pode também ser relevante em relação a efeitos determinísticos. Mesmo com doses baixas pode ocorrer azoospermia (temporária a partir de 0.1 Gy, permanente a partir de 2.5- 3.5 Gy), perda de função dos ovários (de 2.0 - 2.5 Gy) ou catarata (a partir de 0.8 Gy). Os tecidos mamários durante a pré-puberdade são também muito sensíveis à dose (a partir de 3 Gy) (ESTRO et al., 2019).

A dose efetiva em doentes com NM da mama, considerando os procedimentos de imagem mais frequentemente realizados, variou entre 111,83 mSv e 228,63 mSv. Importa referir que os valores relativos a exames de CT ou PET/CT realizados no contexto de diagnóstico inicial e *follow-up* não foram incluídos nesta análise, dado o número reduzido de doentes submetidos a esses procedimentos, o que inviabilizaria uma avaliação estatisticamente representativa.

A dose efetiva acumulada em doentes com NM do pulmão, com base nos procedimentos de imagem mais frequentemente realizados, variou entre 34,38 mSv e 1074,4 mSv. No entanto, não foi possível estabelecer um padrão uniforme de exames durante o diagnóstico e *follow-up*, o que impede a determinação de um valor representativo comum para todo o grupo de doentes. Mas, de acordo com as diretrizes da NCCN, exames de imagem, como a CT do tórax com contraste ou a PET/CT, devem ser realizados periodicamente, geralmente a cada 6 meses nos primeiros dois anos após o tratamento, podendo passar a ser anuais posteriormente, dependendo da estabilidade clínica do doente. Com base nos resultados obtidos neste estudo, é possível referir que um doente ao realizar 4 exames de CT de tórax, resulta numa dose efetiva mínima de 61,58 mSv e máxima de 1101,6 mSv. No caso da PET/CT, a realização de 4 exames implicaria uma dose efetiva mínima de 50,78 mSv e máxima de 1090,8 mSv.

A dose efetiva em doentes com NM da próstata, considerando os procedimentos mais comuns, pode ser representada pelo valor de 3283,61 mSv. Importa referir que os valores relativos a exames de CT ou PET/CT realizados no contexto de diagnóstico inicial e *follow-up* não foram mais uma vez incluídos nesta análise, dado o número reduzido de doentes submetidos a esses procedimentos, o que inviabilizaria uma avaliação estatisticamente representativa.

Limitações

Inicialmente a realização do estudo englobava apenas doentes padrão, mas como não era possível uma amostra significativa devido ao *follow-up* e ao início do armazenamento dos ficheiros de dose no serviço de RT, foi tido como objetivo os valores típicos de exposição.

A amostra é heterogénea (fracionamentos diferentes, estadios diferentes) devido à exclusão de doentes por falta de informação de dose de exame.

Na PET-CT com FDG, o cálculo da dose efetiva é um pouco mais complexo, pois envolve a combinação de duas modalidades diferentes de imagem: a PET e a CT. A dose efetiva total que um doente recebe resulta da soma das doses provenientes de ambas as partes do exame. Neste trabalho só foi recolhida a dose efetiva da CT, mas para futuros trabalhos seria interessante esse cálculo.

Perspetivas futuras

É de realçar que procedimento de harmonização de protocolos deve ser multidisciplinar com compromissos no cuidado do doente. A adequação de todo este processo é primordial para obter a redução da dose, devendo ser realizada em equipa e considerando a criação de protocolos na imagiologia da Unidade Local de Saúde de Coimbra para os doentes oncológicos e na Radioterapia fazer novos protocolos de CBCT no Acelerador Linear.

No CBCT no Acelerador Linear, melhorar os parâmetros de imagiologia, (kV) e os (mAs), e escolher protocolos clínicos predefinidos adequados fornecidos pelo fabricante para várias áreas do corpo em doentes adultos típicos. A utilização da rotação parcial nos protocolos de exame de CBCT oferece a vantagem de minimizar seletivamente a exposição à radiação dos órgãos superficiais. Ao utilizar a rotação parcial durante um exame da cabeça, a dose para os olhos pode ser significativamente reduzida. Esta técnica também pode ser aplicada para diminuir a dose na bexiga ou no reto durante os exames de CBCT (Schon et al., 2020).

Ativar o alerta na CT de planeamento quando o valor está superior ao valor de referência colocado por nós, obrigando o técnico a questionar sobre o porquê de ter atingido valores superiores ao indicado.

Implementação do programa que engloba os ficheiros de dose de cada doente e conseguir que o CBCT seja englobado. Assim passa a ser possível de forma mais rápida a caracterização da exposição à radiação de cada doente.

Ao longo do estudo foi perceptível também, o elevado número de uma segunda NM no caso dos doentes pertencentes à amostra, seria interessante ser um objetivo de estudo.

Conclusão

Os doentes frequentemente submetidos a exames imagiológicos acumulam doses significativas ao longo do tempo. A dose total recebida ao longo de todo o percurso clínico do doente deve ser tida em consideração e não apenas a dose por exame. Embora os efeitos determinísticos da radiação sejam raros nas doses típicas de exames diagnóstico, os efeitos estocásticos (como o risco de NM) aumentam com a exposição acumulada. A capacidade desta radiação em ionizar a matéria, faz com que esta possa ter consequências nefastas e duradouras para a saúde humana. Como tal, são necessárias ferramentas que permitam estimar e avaliar a quantidade de radiação emitida ou absorvida de forma sistemática, assim como o risco para a saúde associado a esta quantidade de radiação. Ferramentas como registos individuais de dose permitem aos profissionais de saúde acompanhar a exposição acumulada do doente e tomar decisões informadas. Adotar uma abordagem holística em relação à dose total de radiação é, portanto, essencial para equilibrar os benefícios no diagnóstico e na terapêutica com os riscos associados à exposição acumulada.

Neste estudo foi analisada a frequência de procedimentos de CT em doentes com NM mama, pulmão e próstata. Foram também calculados os valores típicos de exposição e concluiu-se que os valores se encontram acima dos valores, devendo ser analisados no sentido de avaliar a implementação de possíveis ações corretivas de otimização de dose.

A dose efetiva de exposição à radiação, segundo resultados obtidos, durante o planeamento e verificação do tratamento de um doente com NM da mama, pulmão e próstata varia consoante o número de CBCT e CT de Planeamento. Sendo que não é possível diminuir o número de procedimentos realizados, uma vez que todos eles são essenciais, deve então proceder-se à otimização dos mesmos, ou à introdução de tecnologias como MR-Linac e a ecografia na prática da RT que representam um avanço significativo na redução da exposição desnecessária à radiação ionizante. Não existe um padrão nos procedimentos mais comuns do diagnóstico e *follow-up*, pelo que não é possível obter um valor que represente um doente de uma determinada NM no caso da mama e próstata, mas para NM pulmão a exposição relativa a CT deve ser considerada.

Em todos os casos analisados, a dose efetiva revelou-se consideravelmente significativa, apresentando valores inferiores quanto menor o número de procedimentos realizados. Torna-se crucial considerar a revisão de todos os protocolos. Essa abordagem não só contribui para a diminuição da exposição à radiação, mas também garante a manutenção da qualidade dos exames realizados.

Com este estudo, promoveu-se uma maior consciencialização para a importância da dosimetria retrospectiva como ferramenta essencial na avaliação do risco, verificando-se para a otimização das práticas clínicas em oncologia.

Referências

- Afrin, K. T., & Ahmad, S. (2022). Is IMRT or VMAT superior or inferior to 3D conformal therapy in the treatment of lung cancer? A brief literature review. In *Journal of Radiotherapy in Practice* (Vol. 21, Issue 3, pp. 416–420). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/S146039692100008X>
- American Cancer Society. (n.d.). *Prostate Cancer Risk Factors Prostate Cancer Causes, Risk Factors, and Prevention*. <https://www.cancer.org/cancer/types/prostate-cancer/causes-risks-prevention/what-causes.html>
- American Cancer Society. (2021). *About Breast Cancer*. <https://www.cancer.org/cancer/types/breast-cancer.html>
- American Cancer Society. (2024). *Lung Cancer Risk Factors*. <https://www.cancer.org/cancer/types/lung-cancer/causes-risks-prevention/risk-factors.html>
- American college of Radiology. (n.d.). *Radiation Dose to Adults From Common Imaging Examinations*.
- Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection*. (2012).
- Altalib, A., McGregor, S., Li, C., & Perelli, A. (2025). Synthetic CT image generation from CBCT: A systematic review. *Physics in Medicine & Biology*, 70(3), R1–R23. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abf8a3>
- Atlı, E., Uyanık, S. A., Öğüşlü, U., Çevik Cenkeri, H., Yılmaz, B., & Gümüş, B. (2021). Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: an institutional dose report. *Diagnostic and Interventional Radiology*, 27(1), 147–151. <https://doi.org/10.5152/dir.2020.19560>
- Baskar, R., Dai, J., Wenlong, N., Yeo, R., & Yeoh, K. W. (2014). Biological response of cancer cells to radiation treatment. *Frontiers in molecular biosciences*, 1, 24. <https://doi.org/10.3389/fmolb.2014.00024>

Bogowicz, M., Lustermans, D., Taasti, V. T., Hazelaar, C., Verhaegen, F., Fonseca, G. P., & van Elmpt, W. (2024). Evaluation of a cone-beam computed tomography system calibrated for accurate radiotherapy dose calculation. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 29. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2024.100566>

Boice Jr, J., Cooper, U. J., Lee, U. J., Lochard, K. J., Clarke, R., Mettler Jr, F., Stewart Akleyev M Hauer-Jensen JH Hendry NJ Kleiman TJ MacVittie, F. A., & Aleman Edgar K Mabuchi CR Muirhead RE Shore WH Wallace, B. A. (2011). *ICRP*.

Buchberger, D. S., & Videtic, G. M. M. (2025). *Stereotactic Body Radiotherapy for the Management of Early-Stage Non-Small-Cell Lung Cancer: A Clinical Overview*. <https://doi.org/10.1200/OP.22>

Cancer research UK. (2023). *Age and cancer*. <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/causes-of-cancer/age-and-cancer>

Carvalho Veludo, P. (n.d.). *Efeitos da Radiação X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos Inquéritos a Clínicos Gerais*.

Cornélio A. Tobias; Milton Burton; Arthur Canfield Upton; Myron Luntz; Asokendu Mozumder; José Silverman. (2025). *Efeitos biológicos da radiação ionizante*. Enciclopédia Britânica.

Das, I., Moran, J., Langer, M., & Langer, M. (2017). *Improving Dose Prescriptions for Safety, Reporting, and Clinical Guideline Consistency Part III Keeping Guidelines On Track: The Effect On Clinical Practice of Neglecting Guidelines for Dose Prescription and Reporting Why not go off the rails?*

DGS. (2016). *Vigilância da saúde dos trabalhadores expostos a radiação ionizante*. <http://www.dgs.pt>

Diário da República. (2018). *Decreto-Lei n.º 108/2018, de 3 de dezembro*. <https://dre.pt/dre/detalhe/decreto-lei/108-2018-117250275>

Diretrizes da NCCN. (2024). NCCN. <https://www.nccn.org/guidelines>

Direção-Geral da Saúde. (2021). *Plano Nacional de Saúde 2021–2030*. Direção-Geral da Saúde. <https://www.dgs.pt/pns/pns-2021-2030.aspx>

ESTRO, IAEA, & EFOMP. (2019). *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT)* EFOMP-ESTRO-IAEA protocol.
<https://doi.org/10.19285/CBCTEFOMP.V1.0.2017.06>

European Society of Radiology (ESR). (2020). *Strategies for Imaging Cancer Patients: Use of Non-Ionising Techniques*. Insights into Imaging, 11(1), 1-10.

European Commission. (2021). *Radiation Protection* N 195.
<https://doi.org/10.2833/031357>

Globocan. (2022). *Statistics at a glance, 2022 Top 5 most frequent cancers*.
<https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/populations/900-world-fact-sheet.pdf>

Godfrey, D. J., Brehler, M., Robertson, C., Scheuermann, R., Song, Y., Ding, G. X., & Curran, B. (2023). Scout-Net: Real-time patient-specific radiation dose estimation from scout scans using deep learning. *arXiv*. <https://arxiv.org/abs/2312.15354>

Gonçalves, C. (2021). *Determinação de níveis de referência de diagnóstico nas aplicações médicas com radiação ionizante*.

Hirata, T., Umekawa, M., Shinya, Y., Hasegawa, H., Katano, A., Shinozaki-Ushiku, A., & Saito, N. (2024). Radiation-induced malignancies after stereotactic radiosurgery for brain arteriovenous malformations: a large single-center retrospective study and systematic review. In *Neurosurgical Review* (Vol. 47, Issue 1). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s10143-024-03093-6>

Hunte, S. O., Clark, C. H., Zyuzikov, N., & Nisbet, A. (2022). Volumetric modulated arc therapy (VMAT): a review of clinical outcomes—what is the clinical evidence for the most effective implementation? In *British Journal of Radiology* (Vol. 95, Issue 1136). British Institute of Radiology. <https://doi.org/10.1259/bjr.20201289>

International Atomic Energy Agency. (2017). *Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy*. IAEA Human Health Series No. 31.
<https://www.iaea.org/publications/11144>

IAEA. (n.d.-a). *Computed tomography*. Retrieved January 21, 2025, from <https://www.iaea.org/resources/rpop/patients-and-public/computed-tomography>

IAEA. (n.d.-b). *Radiation protection in computed tomography (CT)*.

International Atomic Energy Agency (IAEA). (n.d.). Interação da radiação com a matéria. *Journal Page Range*, 77–107.

International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Radiation basics*. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1578_web-57265295.pdf

International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection* (ICRP Publication 103). *Annals of the ICRP*, 37(2-4), 1-332. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2007.10.003>

Jesus Fernandes, E. (2014). *Exposição à radiação em exames de corpo inteiro de 18 F-FDG PET-TC*. ESTESC.

José Pereira Rodrigues, M. (2020). *Avaliação de Esquemas de Fracionamento usados no Tratamento de Radioterapia do Cancro da Mama e Estudo Dosimétrico dos Principais Órgãos de Risco Proteção e Segurança Radiológica*.

Kim, D. W., Chung, W. K., & Yoon, M. (2013). Imaging Doses and Secondary Cancer Risk From Kilovoltage Cone-beam CT in Radiation Therapy. *Health Physics*, 104(5), 499–503. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e318285c685>

Kim, M., Jeon, K. N., Kim, H. C., & Kim, H. Y. (2023). Personalized radiation dose reduction in CT imaging using BMI-based protocols. *Insights into Imaging*, 14(1), 1–10. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10419744/>

Lee, C. H., Kim, J. H., Kim, K., & Lee, K. (2022). Radiation dose from diagnostic imaging in cancer patients: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Radiology*, 146, 110153. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.110153>

Mafraji, M. (2023). *Riscos da exposição à radiação médica*. <https://www.msmanuals.com/pt/profissional/t%C3%B3picos-especiais/princ%C3%ADpios-de-radiologia/riscos-da-exposi%C3%A7%C3%A3o-%C3%A0-radia%C3%A7%C3%A3o-m%C3%A9dica>

Mano, S. (2018). *Cálculos dosimétricos em exames de tomografia computadorizada ao crânio*.

Manual MSD. (n.d.). *Índice de massa corporal (IMC)*. Retrieved January 21, 2025, from <https://www.msmanuals.com/pt/profissional/multimedia/table/%C3%ADndice-de-massa-corporal-imc?ruleredirectid=763>

Maria Cruzeiro Antunes, A., Joana Margarida Rodrigues dos Santos -Escola Superior de, D., & Nuno José Gomes, D. (2019). *Harmonização dos procedimentos e valores de dose para exames de neurorradiologia em Tomografia Computorizada*.

Mast, M. E., Leong, A., Korreman, S. S., Lee, G., Probst, H., Scherer, P., & Tsang, Y. (2023). ESTRO-ACROP guideline for positioning, immobilisation and setup verification for local and loco-regional photon breast cancer irradiation. *Technical Innovations and Patient Support in Radiation Oncology*, 28. <https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2023.100219>

McLean, I. D. (2011). *Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners*. International Atomic Energy Agency.

Regulamentação APA. (2024). APA. <https://apambiente.pt/prevencao-e-gestao-de-riscos/regulamentacao-apa>

Ripoll-Viladomiu, I., Prina-Mello, A., Movia, D., & Marignol, L. (2024). Extracellular vesicles and the “six Rs” in radiotherapy. In *Cancer Treatment Reviews* (Vol. 129). W.B. Saunders Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.ctrv.2024.102799>

Rodrigues, M. F., Veen, S., van Egmond, J., van Hameren, M., van Oorschot, T., de Vet, S., van Santvoort, J. P. C., Wiggenraad, R. G. J., & Mast, M. E. (2019). The influence of a six degrees of freedom couch and an individual head support in patient positioning in radiotherapy of head and neck cancer. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 11, 30–33. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2019.07.001>

Rosão, A. (n.d.). *Avaliação da distribuição de dose em doentes com cancro da mama: cobertura e homogeneidade no volume alvo e dose nos órgãos de risco* [ESTESL]. Retrieved January 21, 2025, from [file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/content%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/Utilizador/Downloads/content%20(1).pdf)

Russo, S. (2017). *Do Estudo da Dose Efetiva em PET/CT à Proposta de DRL com Base em Cartas de Controlo*.

Scheegerer, A. A., Stamm, G., Aberle, C., Ammon, J., Bazrafshan, B., Borowski, M., Eßeling, R., Madsack, B., Menz, R., Müller, C., Oberhofer, N., Renger, B., Singer, J., Verius, M., Walz, M., & Jungnickel, K. (2024). International survey on diagnostic reference levels based on clinical indications in plain radiography. *European Radiology*. <https://doi.org/10.1007/s00330-024-11224-2>

Schon, S., Greilich, S., Peschke, P., & Wiezorek, T. (2020). Dose reduction strategies in cone beam CT imaging for radiotherapy: partial rotation and tube current modulation. *Physics in Medicine and Biology*, 65(4), 045009. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab6f7e>

Schubauer-Berigan, M. K., Daniels, R. D., Bertke, S. J., Little, M. P., & Richardson, D. B. (2024). Low-dose radiation and solid tumors: Mortality risk in U.S. nuclear workers. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 66(6), 355–362. <https://doi.org/10.1097/>

Shuryak, I., Sachs, R. K., Brenner, D. J. (2021). Risks of radiation-induced second cancers: Insights from radiotherapy patients and implications for risk projection. *Radiation Research*, 195(2), 105–117. <https://doi.org/10.1667/RADE-20-00168.1>

Silva, C. F., Heussel, C. P., & Mortani Barbosa, E. (2020). The radiology consult. In *Medical Radiology* (pp. 19–26). Springer. https://doi.org/10.1007/174_2019_208

Smith-Bindman, R., Chu, P. W., Azman Firdaus, H., Stewart, C., Malekheadayat, M., Alber, S., Bolch, W. E., Mahendra, M., Berrington de González, A., & Miglioretti, D. L. (2025). Projected Lifetime Cancer Risks From Current Computed Tomography Imaging. *JAMA internal medicine*, 185(6), 710–719. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40227719/>

Trincão, M. (2018). *Avaliação da exposição da população portuguesa a radiações ionizantes devido a exames médicos de radiodiagnóstico e medicina nuclear Proteção e Segurança Radiológica*. Técnico Lisboa.

Turchan, W. T., Arya, R., Hight, R., Al-Hallaq, H. A., Dominello, M. M., Joyce, D., McCabe, B., McCall, A. R. R., Perevalova, E., Stepaniak, C. J., Yenice, K. M., Burmeister, J. W., & Golden, D. W. (2019). Physician Review of Organ-At-Risk Contours and Image Fusion Accuracy During the Radiotherapy Treatment Planning Process. *International*

*Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 105(1), E622.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.06.1156>

UNSCEAR. (2021). *Evaluation of medical exposure to ionizing radiation*.
https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2020_2021_1.html

Vano, E., Miller, D. L., Martin, C. J., Rehani, M. M., Kang, K., Rosenstein, M., Ortiz-López, P., Mattsson, S., Padovani, R., & Rogers, A. (2017). ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*, 46(1), 1–144.
<https://doi.org/10.1177/0146645317717209>

WHO. (n.d.). *GLOBAL CANCER OBSERVATORY*. <https://gco.iarc.who.int/en>

WHO. (2023). *Ionizing radiation and health effects*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>

World Health Organization. (2016). *Ionizing radiation, health effects and protective measures*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>