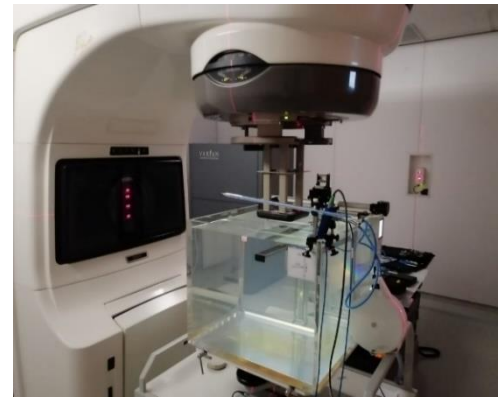
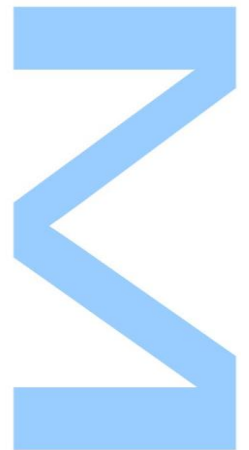




Validação de algoritmo comercial de planeamento de tratamento para diversos feixes de fótons e preparação para implementação clínica



Eugénio Tobias

Mestrado em Física Médica

Faculdade de Ciências, Universidade do Porto

Departamento de Física e Astronomia

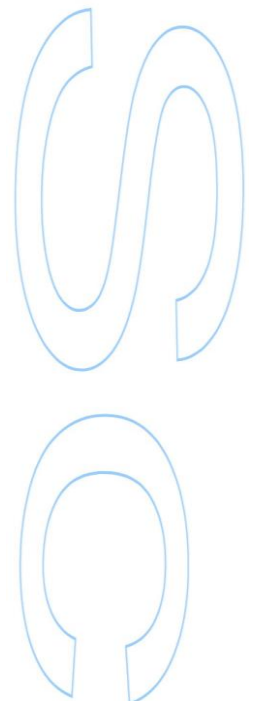
2021

Orientador

João António Miranda dos Santos, PhD,
Assessor de Saúde (Física Médica), Instituto Português
de Oncologia Francisco Gentil, EPE;
Professor Afiliado da Universidade do Porto (ICBAS)

Coorientadora

Joana Lencart, Especialista em Física Médica,
Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, EPE;

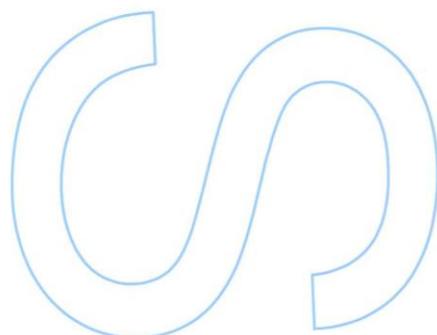
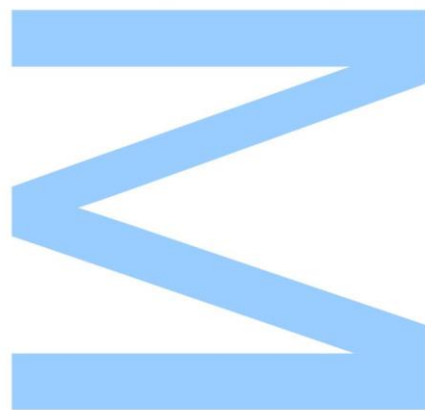




Todas as correções determinadas pelo júri, e só essas, foram efetuadas.

O Presidente do Júri,

Porto, ____/____/____



Agradecimentos

Este trabalho constitui o culminar de uma fase que no início pareceu uma aventura impossível, mas graças ao apoio e colaboração de várias figuras e entidades se tornou possível. Portanto, gostaria de agradecer a todos os que contribuíram para esta realização.

Em primeiro lugar agradeço a Deus pelo dom da vida.

Um especial agradecimento vai ao Dr. Pedro Gonçalves, Dr. António Pinto Almeida, e Dr^a Salomé Gonçalves por todo apoio e suporte.

A Universidade do Porto pelo acolhimento e a Fundação Calouste Gulbenkian pela bolsa concedida para a frequência do primeiro ano do mestrado.

Ao Instituto Português de Oncologia do Porto nas pessoas do Dr. João Santos (orientador), a Dr^a Joana Lencart (coorientadora), a Dr^a Diana Pinto e a Dr^a Sofia Silva, o meu muito obrigado pelo apoio e acolhimento.

Um agradecimento especial a minha família pelo suporte: Maria da Eugénia, Shaine Martine e Eugénio Júnior.

A Direção do Hospital Rural do Songo, a Associação Ser Mais Valia, a Câmara Municipal do Porto, a Dr^a Elisa Gundana, ao Dr. Lincoln Justo da Silva, a Dr^a Inês Amorim e a Dr^a Isabel Miranda vai o meu obrigado.

Um enorme obrigado a minha comunidade de amigos da cidade do Porto: Tiago Borges, Vasco Ribeiro, Sérgio, John e Arsénio.

Resumo

A radioterapia é atualmente uma das principais modalidades usadas no tratamento de cânceros em todo mundo, sendo que a sua crescente preocupação é aumentar a precisão de fornecimento de doses ao tumor e, em simultâneo, poupar os tecidos saudáveis.

O presente projeto de tese consiste em primeiro lugar na apresentação de dois relatórios de atividades práticas, e em segundo lugar na apresentação de resultados de dois estudos experimentais realizados no período de quatro meses de estágio no Serviço de Física Médica do Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, EPE, nas instalações do Serviço de Radioterapia.

As primeiras atividades relatadas no trabalho são referentes ao controlo da qualidade das câmaras de ionização e de aceleradores lineares. Os aceleradores lineares, assim como as câmaras de ionização constituem os principais equipamentos usados em radioterapia. Para garantir precisão e segurança no fornecimento de doses de tratamento aos pacientes, é crucial que estes equipamentos estejam em condições aceitáveis de calibração e de estabilidade.

As câmaras de ionização PTW Farmer 4498 do tipo TM30013 e PTW PinPoint 0587 do tipo TM31016 foram verificadas quanto à sua estabilidade, tendo sido obtidos resultados dentro dos desvios aceitáveis para serem usadas.

O controlo da qualidade dos aceleradores lineares constituiu a segunda atividade com relatório apresentado neste trabalho. Consistiu na verificação de parâmetros de feixes de fótons de energias de 6MV e 15MV, e eletrões de energias de 6MeV, 9MeV, 12MeV e 16MeV. Os parâmetros verificados foram os perfis de dose, homogeneidade e simetria, índice de qualidade e taxa de dose no acelerador linear do modelo Varian DHX. As medidas foram feitas em condições de referência seguindo o protocolo TRS 398 [43], com uso das câmaras de ionização Farmer, Semiflex e Roos. Foram obtidos resultados dentro de parâmetros aceitáveis para todos os feixes com exceção do feixe de eletrões de 16MeV por falta de fatores de polarização para esta energia.

Dois estudos experimentais foram realizados com objetivos de validação do programa computacional ImageJ na dosimetria de filmes radiocrómicos para o primeiro, e estudo de campos pequenos para validação do algoritmo comercial de planeamento de tratamento, Acuros XB, para o segundo estudo.

A dosimetria de filmes radiocrómicos para validação de ImageJ consistiu na determinação de doses em filmes irradiados usando três feixes de fótons de energias 4MV, 6MV e 6MVFFF. O digitalizador Epson Expression 1000XL foi usado para digitalizar pequenos pedaços de filmes irradiados pelo linac Varian Truebeam posicionados a 5cm de profundidade em placas de água sólida com SSD de 100cm. As doses absorvidas determinadas pelo programa computacional de acesso livre, ImageJ, foram comparadas com as determinadas pelo programa comercial Doselab de forma a avaliar a validade do ImageJ como um programa

aceitável para determinação de doses em filmes radiocrômicos com precisão.

Os resultados obtidos neste estudo mostraram que o ImageJ é um programa válido para ser usado na determinação de doses em filmes radiocrômicos com precisão para os tamanhos de campo de 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 e 10 cm². Para estes campos, a comparação com doselab mostrou boa concordância de resultados com desvio abaixo de 2%. O campo 0.5 x 0.5cm foi o menor estudado e mostrou falta de precisão com desvios de até 6% .

O estudo de campos pequenos foi desenvolvido com o propósito de estudar a precisão dos detetores de microdiamante, díodo e filmes radiocrômicos EBT3, e em simultâneo, validar o algoritmo Acuros XB para cálculo de doses em tamanhos de campo de 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 e 10.0cm² para o feixe de energia 6FFF. A determinação de doses e os parâmetros FWHM foram estudados. Para além de boa precisão do detetor de microdiamante, os resultados também mostraram que o algoritmo Eclipse Acuros XB tem boa precisão no cálculo de doses em campos pequenos superiores a 1 x 1cm².

Palavras chave: radioterapia, dosimetria, linac, detetor, validação, campos pequenos, ImageJ, Doselab, Acuros-XB.

Abstract

Radiotherapy is currently one of the main modalities used in the treatment of cancers around the world, and its growing concern is to increase the accuracy of dose delivery to the tumor and, at the same time, save healthy tissue.

The present thesis project consists, firstly, in the presentation of two reports of practical activities, and secondly in the presentation of the results of two experimental studies carried out during a four-month internship period in the Medical Physics Service of the radiotherapy department of the Portuguese Institute of Oncology Francisco Gentil, EPE, in the Radioteraphy Department facilities.

The first activities reported in the work are related to the quality control of ionization chambers and linear accelerators. Linear accelerators, as well as ionization chambers are the main equipment used in radiotherapy. To ensure accuracy and safety in providing treatment doses to patients, it is crucial that these equipments is in acceptable conditions of calibration and stability.

The ionization chambers PTW Farmer 4498 type TM30013 and PTW PinPoint 0587 type TM31016 were checked for stability, with results obtained within acceptable deviations for use.

The quality control of linear accelerators was the second activity with a report presented in this work. It consisted of verifying the parameters of photon beams with energies of 6MV and 15MV, and electrons with energies of 6MeV, 9MeV, 12MeV and 16MeV. The parameters verified were the dose profiles, homogeneity and symmetry, quality index and dose rate in the equipment of the Varian DHX model. The measurements were made under reference conditions following the TRS 398 protocol, using the Farmer, Semiflex and Roos ionization chambers. Results were obtained within acceptable parameters for all beams with the exception of the 16MeV electron beam due to the lack of polarization factors for this energy.

Two experimental studies were carried out with the purpose of validating the ImageJ computational program in radiochromic film dosimetry for the first, and small-field study for validation of the commercial treatment planning algorithm, Acuros XB, for the second study.

The radiochromic film dosimetry for ImageJ validation consisted in the determination of doses in irradiated films using three photon beams with energies 4MV, 6MV and 6MVFFF. The Epson Expression 10000XL digitizer was used to digitize small pieces of film irradiated by the Varian Truebeam linac positioned 5cm deep on solid water plates with 100cm SSD. The absorbed doses determined by the open access computer program, ImageJ, were compared with those determined by the commercial Doselab program in order to assess the validity of ImageJ as an acceptable program for accurately determining doses in radiochromic films.

The results obtained in this study showed that ImageJ is a valid program to be used in the determination of doses in radiochromic films with precision for the field sizes of 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 and 10 cm². For these

fields, the comparison with doselab showed good agreement of results with deviation below 2%. The 0.5 × 0.5cm field was the smallest studied and showed a lack of precision with deviations of up to 6%.

The small field study was developed with the purpose of studying the accuracy of EBT3 radiochromic film, microdiamond and diode detectors, and at the same time validating the Acuros XB algorithm for calculating doses in field sizes of 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 , 4.0 and 10.0cm² for the 6FFF energy beam. The determination of doses and FWHM parameters were studied. In addition to the good precision of the microdiamond detector, the results also showed that the Eclipse Acuros XB algorithm has good precision in calculating doses in small fields larger than 1 × 1cm².

Keywords: radiotherapy, dosimetry, linac, detector, validation, small fields, ImageJ, Doselab, Acuros-XB

Conteúdo

Agradecimentos	I
Resumo	I
Abstract	III
Lista de figuras	XI
Lista de tabelas	XIII
1 Introdução	2
1.1 Motivação e objetivos	2
1.2 Metas	2
1.3 Projeto	3
1.3.1 Estrutura	4
2 Quadro teórico	5
2.1 Radioterapia: Evolução histórica	6
2.1.1 3DCRT	6
2.1.2 IMRT	7
2.1.3 VMAT	7
2.1.4 IGRT	8
2.1.5 4DCRT	8
2.1.6 SBRT e SRS	8
2.2 Volumes de tratamento	9
2.3 Equipamentos	10
2.3.1 Aceleradores lineares	11
Gerações de Linacs	11
Componentes de LINAC	12
Feixes de fótons e elétrons	12
Flattening filter free	14
2.4 Dosimetria	15
2.4.1 Quantidades Dosimétricas	15
Fluência	15
Fluência Energética	15
Kerma e Taxa de Kerma	15

	Dose absorvida	16
2.4.2	Dosimetria absoluta e Dosimetria Relativa	16
	Fatores de correção	17
2.5	Algoritmos de cálculo de dose	19
2.5.1	Algoritmos Baseados em Correções	19
	Método de Atenuação Linear	20
	Razão do rácio tecido ar (Ratio of tissue-air ratio (RTAR))	21
	Método Power-Law	21
2.5.2	Algoritmos Baseados em Modelos	22
	Algoritmos baseados em modelos de Convolução	22
	Pencil Beam Convolution (PBC)	22
	Algoritmos baseados em modelos de convolução/Superposição	23
	1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)	23
	2. Método de "Collapsed Cone Convolution"(CCC)	23
2.5.3	Algoritmos baseados na solução da equação linear de Transporte de Boltzman	24
	Acuros XB	24
2.5.4	Monte Carlo	26
2.5.5	SciMoCa	26
2.5.6	Algoritmo "Cone Dose Calculation"(CDC)	26
2.6	Fantômas	27
2.6.1	Fantômas de água ou de material equivalente à água	27
2.6.2	Fantômas Antropomórficos	28
	Fantômas computacionais	28
	Fantômas Físicos	29
2.7	Detetores	30
2.7.1	Câmaras de ionização	30
2.7.2	Filmes Radiocrómicos	31
2.7.3	Dosímetros de estado sólido (TLD e OSL)	31
2.7.4	Dosímetros semicondutores (Díodos e MOSFETs)	32
	Díodos	32
	MOSFET	32
2.8	Campos pequenos	33
2.8.1	A física dos campos pequenos	34
2.8.2	Detetores em campos pequenos	35
	Câmaras de ionização	35
	Díodos	35
	Detetores de Diamante	36
	Cintiladores de plástico e orgânicos	36
	Filmes Radiocrómicos	36
	Outros detetores	36
2.8.3	Fatores de output de campo	37

2.8.4	Média de volume	37
2.9	Radiobiologia	38
2.10	Interação da radiação com a matéria	39
2.10.1	Absorção Fotoelétrica	39
2.10.2	Difusão Compton	40
2.10.3	Produção de Pares	40
2.10.4	Interação de eletrões	41
2.11	Controlo da Qualidade	42
3	Verificação de estabilidade das câmaras de ionização	46
3.1	Materiais e Métodos	47
3.1.1	Detetores	47
3.1.2	Câmaras de Ionização	47
3.1.3	Fonte de Estrôncio	48
3.2	Fatores de correção	50
3.3	Resultados	51
4	Controlo de qualidade dosimétrico	54
4.1	Controlo da qualidade dosimétrico	54
4.1.1	Calorimetria	55
4.1.2	Dosimetria de Fricke	55
4.1.3	Dosimetria de câmaras de ionização	55
4.1.4	Condições de referência	56
4.2	Materiais e Procedimentos	56
4.2.1	Irradiação	58
4.3	Resultados	58
4.3.1	Perfis e PDDs	58
4.3.2	Homogeneidade e simetria	59
4.3.3	Qualidade do feixe	62
	Qualidade do feixe de fótons	62
	Qualidade do feixe de eletrões	62
4.3.4	Dose absorvida	63
4.4	Correções para grandezas de influência	64
4.5	Linaccheck	64
4.6	Conclusões	65
5	Dosimetria de Filmes Radiocrómicos EBT3	66
5.1	Filmes Radiocrómicos	67
5.2	Princípios físicos de medição do escurecimento do filme radiocrómico	67
5.3	Aplicações clínicas em Radioterapia	68
5.4	Materiais e procedimentos de calibração	68
5.4.1	Filmes GafChromic EBT3: Descrição e preparação	68

5.4.2	Irradiação	69
5.4.3	Digitalização	70
5.5	Resultados e análise Dose-resposta	71
5.5.1	Doselab	72
5.5.2	ImageJ	73
5.6	Comparação dosimétrica	74
5.7	Estudo em campos pequenos	75
5.8	Análise de resultados e conclusões	77
6	Estudo de Campos pequenos	79
6.1	Fatores de Output	79
6.2	Dose absorvida	80
6.3	Materiais e Métodos	80
6.3.1	Detetores	81
6.3.2	Fantômas	81
6.3.3	Acelerador linear e configurações de medições	82
6.4	Apresentação e análise de Resultados	83
6.4.1	Fatores de Output e doses absorvidas	83
6.4.2	Comparação de output fatores com a literatura	83
6.4.3	Comparação de doses com Acuros XB	85
6.5	Perfis	87
6.5.1	Perfis: Acuros-XB VS Filmes	87
6.5.2	FWHM: Acuros XB VS Filmes	87
6.6	Conclusão	89
7	Conclusão geral	90

Lista de Figuras

2.1	Volumes de tratamento	9
2.2	Diagrama de blocos de um acelerador linear	13
2.3	Modo de operação	13
2.4	Fantôma MIRD	28
2.5	Fantômas de VOXEL e de BREP	29
2.6	Fantôma RANDO	29
2.7	Ações diretas da radiação sobre o DNA	39
2.8	Absorção fotoelétrica	40
2.9	Difusão Compton	41
2.10	Produção de pares	41
3.1	Câmaras de ionização Farmer e PinPoint	47
3.2	Fontes de Estrôncio	48
3.3	Esquema de decaimento de estrôncio-90	49
4.1	Câmaras de ionização Farmer e Semiflex	58
4.2	Câmara de ionização de placas paralelas (Roos)	58
4.3	Perfil de dose (a) e PDD (b) para energia de fótons de 6MV	60
4.4	Perfil de dose (a) e PDD (b) para energia de fótons de 15MV	60
4.5	Linaccheck	65
5.1	Princípios físicos de medição do escurecimento de filmes radiocrômicos.	67
5.2	Estrutura do filme radiocrômico "Gafchromic EBT3"	68
5.3	Acelerador linear varian TRUEBEAM- IPOPorto	70
5.4	Digitalizador Epson 10000XL-IPOPorto	70

5.5	Filmes radiocrómicos após irradiação	71
5.6	Curvas de Calibração de filmes para 4MV e 6FFF- ImageJ	73
5.7	Seleção de ROIs	74
5.8	Comparação de doses medidas com filmes EBT3 (Doselab VS ImageJ)	77
5.9	Filmes irradiados	77
6.1	Comparação de Output factors	85
6.2	Comparação de doses medidas por detetores e calculadas por TPS.	86
6.3	Perfis para os campos a) $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ e b) $1 \times 1 \text{ cm}^2$	88
6.4	Perfis para os campos a) $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$ e b) $3 \times 3 \text{ cm}^2$	88
6.5	Perfis Acuros VS EBT3 para tamanho $4 \times 4 \text{ cm}^2$	89

Lista de tabelas

2.1	Variação de regiões de build-up para feixes de fótons	18
2.2	Variação de regiões de build-up para feixes de elétrons	18
2.3	Propriedades físicas dos tecidos	30
2.4	Testes de controlo da qualidade [94]	45
3.1	Caraterísticas físicas dos detetores usados	48
3.2	Medidas das fugas de eletrómetro, cabo e câmara de ionização	51
3.3	Leituras da câmara de ionização	52
3.4	Valores das medidas da câmara de ionização contemplando os valores de fuga/ background	53
3.5	Comparação entre valor medido e de referência	53
4.1	Condições de referência para fótons	57
4.2	Características físicas dos detetores usados na verificação de feixe.	57
4.3	PDDs (%) para fótons na profundidade de referência	59
4.4	PDDs (%) para elétrons na profundidade de referência	59
4.5	Profundidades de dose máxima para os feixes de fótons	59
4.6	Profundidades de dose máxima para os feixes de elétrons	61
4.7	Valores de homogeneidade e simetria	61
4.8	Valores de índice da qualidade medidos para fótons	62
4.9	Valores de índices da qualidade medidos para feixes de elétrons	62
4.10	Condições de referência para determinação da dose absorvida e qualidade do feixe para feixe de elétrons [4]	63
4.11	Valores de dose medidos para os feixes de fótons e elétrons	64
4.12	Medidas com Linaccheck	65
5.1	Funções polinomiais de ajuste das curvas de calibração: ImageJ- Canal vermelho	73

5.2	Funções polinomiais de ajuste das curvas de calibração: ImageJ- Canal verde	74
5.3	DoseLab VS ImageJ- 4MV com Gelatina	75
5.4	DoseLab VS ImageJ-4MV sem gelatina	75
5.5	DoseLab VS ImageJ- 6MV com Gelatina	76
5.6	DoseLab VS ImageJ- 6MV TTE	76
5.7	DoseLab VS ImageJ dia-1	76
5.8	DoseLab VS ImageJ dia-2	76
5.9	DoseLab VS ImageJ dia-3	76
5.10	Comparação de doses Doselab VS ImageJ	78
6.1	Características físicas dos detetores usados neste trabalho.	81
6.2	Fatores de correção de output em função de tamanho de campo.	83
6.3	Doses e fatores de output medidos por detetores e calculados em TPS.	84
6.4	Desvios em percentagem entre OFs medidos por vários detetores e calculados por TPS, relativamente ao artigo Dufreneix, S., et al.(2021).	84
6.5	Desvios em percentagem do Acuros XB comparadas com os restantes sistemas.	86
6.6	Comparação de FWHM entre Acursos XB vs Filmes EBT3	89

Lista de abreviaturas

IPO-Porto	Instituto Português de Oncologia do Porto
AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
AXB	Acuros-XB
3DCRT	Three-dimensional conformal radiation therapy
LINAC	Linear accerelator
IMRT	Intensity modulated radiation therapy
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy
CT	Computed tomography
PTV	Planning target volume
OAR	Organs at risk
TPS	Treatment planning system
MLC	Multileaf collimator
IGRT	Image guided radiation therapy
SBRT	Stereotactic body radiation therapy
GTV	Gross Tumor Volume
CTV	Clinical Target Volume
FFF	Flattening filter free
OF	Output factor
PDD	Percentage depth dose
LBTE	Linear Boltzmann Transport equation
MU	Monitor unit
LCPE	Lateral charged particle equilibrium
RCF	Radiochromic film
SSD	Source to surface distance
ROI	Region of interest
FWHM	Full width at half maximum
4DCRT	Four Dimensional Conventional Radiation
MLC	Multileaf colimator
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
MPV	Mean Pixel Value
RGB	Red Green Blue
PSF	Point Spread Function

CPE	Charged Particle Equilibrium
DPI	Dots Per Inch
KERMA	Kinetic Energy Released Per Unit Mass
LiF:Mg,Ti	Lithium Fluoride crystals, doped with Magnesium and Titanium
MC	Monte Carlo
msr	Machine-Specific Reference Field
OD	Optical Density
PMMA	Polymethylmethacrylate
PSDL	Primary Standard Dosimetry Laboratories
TERMA	Total Energy Released Per Unit Mass
TLD	Thermoluminescence Dosimeters
Voxels	Volume Elements
DNA	Deoxyribonucleic Acid
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
MeV	Mega-Electron Volt
MV	Megavolt
Z	Número atómico
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MRI	Magnetic resonance imaging
TMR	Tissue maximum ratio
QA	Quality Assurance

Capítulo 1

Introdução

A radioterapia é, após a cirurgia, a modalidade terapêutica que tem mais sucesso sendo aplicado em mais de 50% de todos os pacientes de cancro [15]. Visa fornecer altas doses de radiação suficientes para matar células tumorais e ao mesmo tempo poupar as células saudáveis.

Para efetivação de um tratamento de radioterapia, vários intervenientes ou equipas de profissionais são necessários. São quatro, as principais áreas ou profissionais que intervêm no processo: radioncologistas, Físicos Médicos, técnicos dosimetristas e técnicos de radioterapia.

A Física Médica desempenha um papel indispensável neste processo, desde a verificação e garantia da qualidade dos equipamentos até ao controlo da qualidade específico dos tratamentos de cada paciente submetido a radioterapia.

1.1 Motivação e objetivos

O presente trabalho constitui o projeto de tese de mestrado em Física Médica da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto e consiste na apresentação de 4 relatórios de atividades práticas e experimentais realizadas durante o período de estágio no Serviço de Física Médica, do Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, E.P.E, nas instalações do Serviço de Radioterapia

O principal objetivo da realização deste projeto é, em primeiro lugar, "ver na prática" as principais responsabilidades de um Físico Médico num serviço de radioterapia externa como espaço para a familiarização com os diversos equipamentos, grupos de trabalho, assim como a investigação e pesquisa em física médica. Desta forma, a integração no serviço de radioterapia em forma de estágio num período de 4 meses serviu como preparação e aquisição de competências para integração em qualquer serviço que utiliza radiações ionizantes para tratamentos e pesquisa em Física Médica.

1.2 Metas

Para o alcance dos objetivos traçados, várias atividades de rotina prática e experimental de Física Médica foram efetuadas durante os 4 meses de estágio realizado que culminaram com a produção deste relatório:

I) Equipamentos

a) Aceleradores lineares:

- Aceitação,
- Commissioning,
- Controlo da qualidade: tipos de testes, periodicidade, tolerâncias e níveis de ação, calibrações de taxa de dose e parâmetros geométricos

b) Fantômas, detetores e eletróímetros

- Tipos de detetores,
- Controlo da qualidade de detetores: calibração e verificação de estabilidade
- Tipos e modelos de fantômas e eletróímetros

II) Dosimetria

a) Dosimetria básica

- Aquisição e registo de imagens CT
- planeamento de tratamento
- Avaliação de planos

III) Tratamento

a) Verificação pré-tratamento

b) Acompanhamento de tratamento: Posicionamento

IV) Procedimentos de comparação de Acuros-XB com SciMoCa e detetores.

1.3 Projeto

Este projeto de tese consiste na apresentação de quatro relatórios das principais atividades práticas e experimentais realizadas.

A primeira e a segunda atividades com relatórios apresentados, são referentes a atividades rotineiras de Física Médica no controlo da qualidade dos detetores e dosimetria de feixes de fótons e eletrões de megavoltagem produzidos em aceleradores lineares.

Os outros dois relatórios que foram elaborados apresentam resultados de estudos experimentais realizados. O primeiro estudo é referente à validação do programa computacional de livre acesso, ImageJ, como um programa válido para cálculo de doses em dosimetria de filmes radiocrómicos. Esta validação foi feita irradiando vários pedaços de filmes de diversos feixes de fótons e as doses do ImageJ foram comparadas com o programa comercial Doselab.

O segundo estudo experimental consistiu na validação de um algoritmo comercial de planeamento de tratamento em campos pequenos. A dosimetria de campos pequenos ainda constitui um desafio, e é de grande importância o seu estudo. Este estudo foi realizado medindo doses e perfis de doses com vários detetores seguindo o protocolo TRS 483. Os detetores usados incluem: díodo, detetor de microdiamante e

filmes EBT3. Foi feita a comparação de doses medidas por cada detetor em cada campo de radiação e as calculadas com diferentes algoritmos de cálculo de dose do sistema de planeamento Eclipse (AAA e AXB) assim como do algoritmo se SciMoCa.

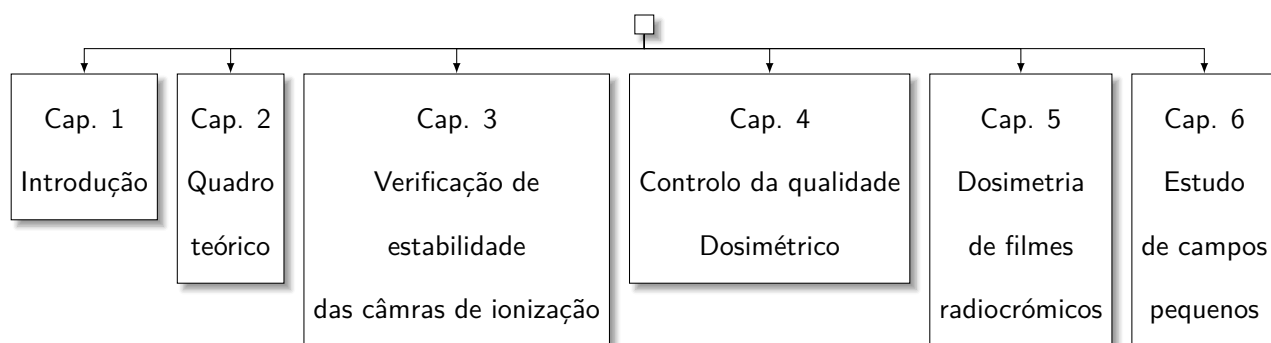
1.3.1 Estrutura

O trabalho é constituído por 7 capítulos. O primeiro capítulo (introdução) descreve os principais objetivos as metas e a organização estrutural do trabalho.

O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos e principais conceitos dos conteúdos tratados e apresentados.

Do capítulo 3 a 6 estão apresentados os relatórios das principais atividades práticas e estudos experimentais realizados. Cada um deste grupo de capítulos representa um estudo completo de uma atividade com descrição dos materiais, procedimentos, resultados e conclusões obedecendo a estrutura apresentada no diagrama.

O último capítulo (7) apresenta as principais conclusões dos estudos experimentais apresentados no trabalho.



Capítulo 2

Quadro teórico

O estudo e uso da radiação ionizante começou logo após as três importantes descobertas: raios x por Wilhelm Rontgen em 1895, radioatividade natural por Henri Becquerel em 1896, e rádio por Pierre e Marie Curie em 1898. Desde então, a radiação ionizante tem desempenhado um papel importante para o desenvolvimento da radiologia e da radioterapia como método de diagnóstico e de tratamento, respectivamente, na área da Física Médica e na área da Medicina [75].

Existem dois tipos principais de radiação usada em radioterapia que são: A radiação eletromagnética representada pelos raios-X, raios gama, apenas em teleterapia, que já está em desuso e a de partículas que consiste em elétrons, nêutrons e prótons.

A radioterapia é um dos grandes pilares de tratamento de tumores malignos e benignos com mais de metade dos pacientes com cancro necessitando de alguma forma de radioterapia durante o curso do seu tratamento [12,80]. As outras modalidades de tratamento incluem a cirurgia, a quimioterapia, imunoterapia, terapias dirigidas entre outras inovadoras.

O cancro é um termo usado para designar doenças em que as células anormais de um tecido se dividem sem controle e podem invadir outros tecidos por meio dos sistemas circulatório e linfático. Segundo a Agência internacional de Energia Atômica, uma em cada três pessoas poderá desenvolver cancro durante o decorrer da sua vida [93].

Os cancros são classificados de acordo com o tipo e localização do tecido, podendo ser carcinomas, sarcomas, melanomas, linfomas ou leucemias [80].

De acordo com o relatório da OMS de 2020, cerca de 18.1 milhões de pessoas ao redor do mundo teve cancro em 2018, com 9,6 milhões de mortes devido à doença. As projeções apontam para a duplicação desses números até 2040 [65].

Dos casos reportados em 2018, a Europa teve contribuição de cerca de 3 milhões de novos casos e mais de 1,4 milhões de mortes [45].

Dos pacientes que são curados de cancro, estima-se que 49% são curados por cirurgia, cerca de 40% por radioterapia isolada ou combinada com outras modalidades, e 11% por quimioterapia isolada ou combinada [80].

2.1 Radioterapia: Evolução histórica

Com o passar dos anos a radioterapia externa tem observado bastante evolução desde a era da radioterapia convencional, 3 DCRT a IMRT . A principal motivação para a referente evolução tem sido a otimização eficiente da distribuição da dose no volume alvo enquanto poupa os tecidos adjacentes (órgãos em risco) [11].

A radioterapia teve o seu início na década de 1950, com a introdução de tratamentos usando feixes de fótons de baixa energia de ^{60}Co [56]. O surgimento de aceleradores lineares na década de 1960, permitiu um avanço no tratamento de tumores com altas energias.

Com o surgimento das técnicas de imagem 3D nas décadas de 1980 e 1990, o desenvolvimento da radioterapia tem sido notável até aos dias de hoje.

Os tipos de radioterapia podem ser definidos de acordo com o seu objetivo podendo ser curativa, paliativa, profilática e de irradiação total. Por outro lado, podem ser definidos quanto ao modo de operação e podem dividir-se em radioterapia externa e braquiterapia. A radioterapia curativa tem o objetivo de diminuir o número de células tumorais a um nível que atinge o controle permanente do local do tumor. Um exemplo é a aplicação em linfomas de Hodgkin em estágio inicial, cancros nasofaríngeos e da pele [99].

O outro tipo de radioterapia é o paliativo que consiste em diminuir e aliviar os sintomas (por exemplo, dor) do cancro pela aplicação de doses paliativas de radiação. É por exemplo usado em casos de metástases cerebrais, ósseas e síndrome de veia cava superior [11].

Na prevenção de possíveis metástases ou recidivas, é aplicada a radioterapia profilática ou preventiva.

O objetivo da otimização da dose, geralmente, é encontrar uma solução que melhor conforma o PTV enquanto poupa os OARs [30].

A radioterapia convencional era tradicionalmente administrada usando uma série de feixes coplanares, geralmente de intensidade relativamente uniforme ou que varia suavemente através do campo. O surgimento das técnicas de imagem 3D por tomografia e ressonância magnética permitiu a localização mais exata e mais prática dos volumes a serem tratados.

2.1.1 3DCRT

Radioterapia conformal 3D é uma técnica de radioterapia com início no princípio da década de 1990 [80] , onde a dose é conformada apenas no alvo por meio do uso de dados anatómicos tridimensionais adquiridos a partir de modalidades de imagem de tomografia computadorizada ou imagem por ressonância magnética [11], com poupança das estruturas adjacentes tanto quanto possível com a ajuda de computadores.

A radioterapia conformal tridimensional utiliza imagens adquiridas por tomografia computadorizada, ressonância magnética e as transfere ao sistema de planeamento para criar uma imagem tridimensional do tumor, possibilitando que múltiplos feixes de radiação possam ser conformados para o contorno da área alvo de tratamento [58]. Nesta técnica, a intensidade da radiação é uniforme e a modulação é apenas conferida por cunhas, ou também designadas de filtros e com recurso ao colimador multifolhas (MLC).

2.1.2 IMRT

A radioterapia de intensidade modulada, mais conhecida por IMRT, permite fornecer a distribuição de altas doses de radiação ao volume alvo por meio da modulação das intensidades do feixe. É uma técnica de tratamento mais precisa do que 3DCRT em termos de conformação de dose no alvo, minimizando as doses nos tecidos normais adjacentes.

IMRT é significativamente mais complexa do que 3DCRT, fornecendo mais controle e melhor forma de distribuições de dose com grandes gradientes de dose entre o alvo e os tecidos críticos [95]. Do ponto de vista dosimétrico, esta técnica utiliza deposições de dose obtidas por pequenos tamanhos de campo (small field sizes (SMLC)) ou tamanhos de campo dinâmicos (dynamic field sizes (DMLC)), exigindo uma análise cuidadosa dos dados de dosimetria [44].

Todas as técnicas de IMRT requerem um acelerador linear controlado por computador com um sistema de controle de resposta rápida, que sincroniza precisamente a modulação da intensidade (MLC ou colimador binário) e a saída de radiação do acelerador [44].

A modulação de intensidade (fluência) pode ser baseada no uso de um MLC ou em filtros de compensação. IMRT baseado em MLC pode ser feito usando vários segmentos num campo, o que cria a variação de intensidade desejada. Isso é conhecido como IMRT ' step-and-shoot '. Outra maneira é fazer com que as folhas se movam pelo campo em várias velocidades ou taxas, conhecidas como a técnica de janela deslizante (sliding window) [80]. As posições do MLC podem ser estáticas (avançar e disparar) ou dinâmicas (janela deslizante) onde os MLCs se movem enquanto o feixe de radiação está ligado [70].

Na técnica de 3DCRT, os campos são conformados às formas irregulares dos alvos. O TPS no 3DCRT utiliza o planeamento direto, enquanto que no IMRT enquanto que na IMRT é usado o planeamento inverso, resultando numa. A distribuição da dose é mais homogênea dentro do PTV. Planeamento inverso é o processo de planeamento de tratamento que em vez de posicionar os campos de tratamento conforme necessário e calcular a distribuição de dose resultante, é especificada a distribuição de dose desejada e o TPS determina a melhor forma de debitá-la [21].

Devido a maior precisão com a imobilização milimétrica, surgiu o problema ligado aos movimentos de órgãos que com a radioterapia 2D não era crítico. Para corrigir esses problemas, surgiu a técnica de radioterapia guiada por imagem (IGRT).

2.1.3 VMAT

A técnica VMAT fornece uma distribuição de dose 3D altamente conformada com uma única ou mais rotações de 360 graus da gantry do acelerador linear. Isso é possível por um algoritmo de planeamento de tratamento que altera, de forma simultânea e contínua, três parâmetros durante o tratamento [80]: Velocidade de rotação da gantry, a taxa de dose e a posição das folhas MLC muda continuamente durante o tratamento [70].

O VMAT difere de outras técnicas, como a tomoterapia helicoidal ou a terapia com arco de intensidade modulada (IMAT), pois fornece doses para todo o volume, em vez de fatia por fatia. O algoritmo de planeamento do tratamento contribui para a precisão do tratamento, ajudando a poupar o tecido saudável [80].

Em relação a outras técnicas, o VMAT, para além de maior precisão, o tratamento é mais rápido. O planeamento de tratamento na técnica VMAT, à semelhança de IMRT, é planeamento inverso [70].

2.1.4 IGRT

Em IGRT (Image guided radiation therapy), as imagens são obtidas na sala de tratamento e comparadas com imagens de referência previamente definidas no TPS [80]. O principal objetivo de IGRT é identificar e corrigir desvios de posicionamento decorrentes de variações de configuração e de anatomia do paciente, incluindo formas e volumes alvo de tratamento, órgãos em risco e tecidos normais circundantes [49]. Atualmente o seu uso é empregue antes de qualquer tratamento de radioterapia para controlar a posição do alvo.

2.1.5 4DCRT

A Radioterapia Convencional 4D (Four Dimensional Conventional Radiation therapy (4 DCRT)) consiste no uso de imagens de tomografia computadorizada quadridimensional para permitir ao usuário caracterizar e quantificar o movimento da lesão durante a respiração. Numa série 4DCRT, um sensor é conectado ao tórax para monitorizar a frequência de seu ciclo respiratório [70].

O tratamento do cancro do pulmão com radioterapia, constitui um grande desafio no manejo dos movimentos fisiológicos relacionados à respiração. Os tumores pulmonares movem-se durante a respiração, especialmente aqueles mais próximos às cúpulas diafragmáticas [13].

É imprescindível o uso de imagens 4D para técnicas de radioterapia mais sofisticadas como SBRT, IMRT ou VMAT, onde é necessária grande precisão, pois permite reduzir o erro geográfico da localização do tumor devido à respiração e o volume do tecido saudável ao redor do tumor [70].

2.1.6 SBRT e SRS

A técnica de radioterapia estereotáxica corporal, ou "Stereotactic body radiation therapy"(SBRT) permite a distribuição altamente precisa de altas doses de radiação para pequenos alvos E extracranianos [21].

Por sua vez, a modalidade de radiocirurgia, ou SRS, é geralmente aplicada no tratamento de tumores intracranianos por serem de pequenas dimensões, visto o fracionamento ter maiores doses (que o convencional, ou seja, 2Gy). A precisão de imobilização no processo de posicionamento do paciente, em aproximadamente 1mm, usando uma máscara rígida e outros dispositivos de imobilização [80]. Por sua vez, a SBRT é usada para tratar cancros de pulmão em estágio inicial, pâncreas, fígado, glândula adrenal ou coluna vertebral.

A radioterapia estereotáxica pode ser administrada por Linac ou gama-knife. O Gama-knife utiliza 201 pequenas fontes de ^{60}Co colimadas para convergir num pequeno volume onde a lesão está localizada. O gamma knife é um dispositivo de radioterapia projetado especificamente para tratar lesões intra-cranianas [80].

Diferentemente de outras técnicas em que o tratamento ocorre em várias semanas, em SBRT o tratamento é feito em 3 a 5 vezes ao longo de 1 a 2 semanas, geralmente em tumores pequenos e localizados

de até 6-7 cm [70].

A dose é prescrita para cobrir 95% do PTV perfazendo a dose máxima no GTV até 140% da dose prescrita. O planeamento é feito por um estudo 4DCT para detetar o movimento da respiração e um estudo CT regular feito enquanto o paciente suspende a respiração [70].

2.2 Volumes de tratamento

Os volumes são definidos tendo em conta a localização do tumor e os órgãos de risco na vizinhança.

Os volumes de tratamento para uso em processos de planeamento foram definidos em relatórios da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de radiação (ICRU). Foram publicados os relatórios ICRU 50 em 1993 e ICRU 62 em 1999 para radioterapia externa com fótons, ICRU 71 em 2004 para radioterapia com eletrões e ICRU 78 em 2007 para radioterapia com prótons [56].

Com o desenvolvimento das novas técnicas de tratamento, por exemplo, as técnicas de IMRT, foi publicado um novo relatório em 2014 (o ICRU 83 [42]) com objetivos de apresentar as novas considerações para planeamento, prescrição e registos para as distribuições de doses em gradientes. Estas novas considerações incluem a adoção de histogramas de dose- volume para especificações de dose.

De acordo com os relatórios da ICRU antes referidos, os volumes -alvo em radioterapia incluem os relacionados ao tumor e outros aos órgãos em risco. Os volumes do tumor incluem: GTV (Gross Tumor volume), CTV (Clinical Target Volume), PTV (Planning target volume); ITV (internal target volume) e TV(Treatment volume), e os relacionados aos órgãos em risco são: PRV (Planning organ-at-risk volume), OAR(volume at risc), e RVR (Remaining volume at risk), IM(Internal Margin) e SM(setup margin).

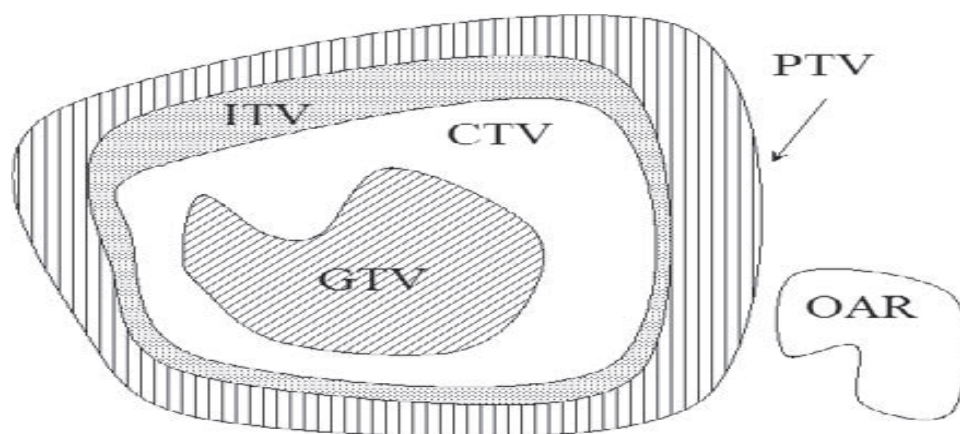


Figura 2.1: Volumes de tratamento

São definidos dois volumes antes do tratamento GTV (Gross Tumor Volume) e CTV (Clinical Target Volume) pelos médicos oncologistas de acordo com os exames clínicos e imagiológicos.

O GTV é o volume macroscópico do tumor. Corresponde à extensão palpável ou visível da localização do tumor [97]. É determinado pelo exame clínico e modalidades de imagem.

O segundo volume (CTV) abrange GTV e as possíveis regiões em que a doença se pode estender, ou regiões com alto risco de envolvimento com base em experiência clínica [99]. O CTV pode ser denotado pelo nível de dose prescrito, como por exemplo, CTV-T50 para um CTV particular de 50 Gy [21].

Órgãos saudáveis nas proximidades do tumor correm o risco de serem expostos à radiação durante o tratamento [97]. Esses órgãos podem ser classificados em classes 1, 2 e 3 de acordo com a sua sensibilidade à radiação. Os órgãos em risco da classe 1 são os mais sensíveis cujas lesões resultantes da irradiação são fatais. Os da classe 2 são referentes a lesões que resultam em morbidade leve. Por fim, os órgãos em risco da classe 3 são lesões leves, transitórias e reversíveis [51].

O ITV designa o volume alvo interno consiste em CTV adicionada a uma Margem Interna (IM), ou seja: $ITV = CTV + IM$ [11, 70].

O volume de planeamento de órgãos em risco designado por PRV, define o volume do OAR que pode residir no PTV durante o tratamento ($PRV = OAR + IM + SM$) [42].

O PTV é o volume Alvo de Planeamento e consiste em CTV mais uma margem para contabilizar as variações do seu tamanho, forma e posição em relação ao feixe de tratamento (por exemplo, $PTV = CTV + 1\text{cm}$) [74, 99]. É definido para selecionar arranjos de feixes apropriados, levando em consideração o efeito líquido de todas as possíveis variações geométricas e imprecisões para que a dose prescrita seja realmente absorvida pelo CTV. O seu tamanho e forma não depende apenas do CTV, mas também da técnica de tratamento utilizada para compensar os efeitos do movimento de órgãos do próprio paciente e imprecisões na configuração do feixe [97]. A margem interna (Internal margin(IM)) define os movimentos fisiológicos dos órgãos (movimentos intestinais e respiração) [11].

A margem de configuração (Setup margin(SM)) define os movimentos relativos ao tratamento e técnica, e mudanças diárias na posição de configuração [11]. Estes movimentos incluem: Movimentos do paciente, movimentos da máquina de tratamento e erros de configuração.

O Volume Tratado conhecido como TV (treated volume), é o volume envolvido por uma superfície de isodoses (por exemplo, 95% de isodose) selecionados e especificados como adequados para atingir o objetivo do tratamento [97].

O volume irradiado é o volume do tecido que recebe uma dose que é considerada significativa em relação à tolerância normal do tecido [21].

2.3 Equipamentos

Existem vários tipos de aceleradores de partículas que diferem uns dos outros na maneira como produzem o campo elétrico em aceleração, havendo deste modo duas principais classes de aceleradores: aceleradores eletrostáticos e cíclicos.

Em aceleradores eletrostáticos, as partículas são aceleradas pela aplicação de um campo elétrico eletrostático através de uma diferença de voltagem, constante no tempo [74]. Os exemplos de aceleradores eletrostáticos usados na medicina são tubos de raios X de ortovoltagem e geradores de neutrões. Nos aceleradores cíclicos, os campos elétricos são variáveis e não consecutivos associados a um campo magnético variável. [74]. Os exemplos de aceleradores cíclicos são: betatrão, aceleradores lineares e ciclotrão.

Betatrão (Betatron) foi desenvolvido em 1940 por Donald Kerst na Universidade de Illinois em Urbana-Champlain como um acelerador de elétrons cíclicos para a física nuclear básica [38] e consiste num íman alimentado por uma corrente alternada de frequência entre 50 e 200 Hz. Os elétrons são feitos circular numa câmara de vácuo que é colocada na lacuna entre dois pólos magnéticos [74]. Os megatrões foram

usados no princípio das práticas de radioterapia, mas foram deixados para trás com o surgimento dos aceleradores lineares devido algumas razões:

- Saída de feixe de até 1Gy/minuto em relação aos linacs de até 10Gy/minuto.
- Tamanho de campo menor do que linacs
- Operação com mais barulho em relação aos silenciosos linacs

O ciclotrão foi desenvolvido por Ernest O. Lawrence em 1932 na Universidade de Califórnia em Berkeley para aceleração de íons positivos ou negativos em energia cinética de alguns MeV's. Inicialmente, o ciclotrão foi usado para pesquisas básicas de física nuclear e mais tarde na medicina para produção de radionuclídeos: molibdénio-99 usado na produção de tecnécio-99m em medicina nuclear, produção de feixes de prótons e neutrões em radioterapia, e, Produção de radionuclídeos emissores de positrões, como flúor-18, para uso em imagem de tomografia por emissão de positrão (PET) [38].

2.3.1 Aceleradores lineares

Os aceleradores lineares (linacs) pertencem a classe de aceleradores cíclicos com caminhos curvos para as partículas aceleradas. Os linacs aceleram eletrões a energias cinéticas de 4 a 25 MeV usando campos de radiofrequência (RF) de micro-ondas na faixa de frequência de 103MHz (banda L) a 104 MHz (banda X), com a vasta maioria funcionando a 2856 MHz (banda S). O comprimento da guia de onda de aceleração depende da energia cinética do eletrão final e varia de aproximadamente 30cm para energia 4 MeV e 150cm a 25 MEV [74].

O feixe de eletrões de energia alta pode ser usado para tratar tumores superficiais, ou podem colidir num alvo para produção de raios X, para tratamento de tumores mais profundos. Betatrons e linacs compreendem 99% de todos os aceleradores usados em radioterapia. Os ciclotrões, por outro lado, são aceleradores de partículas pesadas que são usados para tratamentos de prótons ou neutrões [12].

Os fótons são produzidos no alvo pelos eletrões primários na faixa de energia de 4 a 25 MeV e resultam da rápida degradação da energia dos eletrões num material de alto número atómico [85].

Vários tipos de linac estão disponíveis para uso clínico. Alguns fornecem raios-X apenas na faixa de baixa tensão (4 ou 6 MV), enquanto outros fornecem ambos, raios x e eletrões em várias energias de megavoltagem [74].

Gerações de Linacs

Desde os anos 1960, os linacs observaram sofisticação no seu modelo de operação, tendo passado por cinco gerações [74] :

1ª Geração → Fótons de baixa energia (4–8 MV): feixe direto; filtro aplanador (flattening filter) fixo; cunhas externas; mandíbulas simétricas (jaws); câmara de ionização de transmissão simples; montagem isocêntrica.

2ª Geração → Fótons de energia média (10-15 MV) e eletrões: feixe curvo; alvo e "flattening filter" móveis; folhas de dispersão; câmara de ionização de transmissão dupla; cones de eletrões .

3ª Geração → Fótons de alta energia (18-25 MV) e eletrões: dupla energia de fótons e múltiplas energias de eletrões; íman de dobra acromático; folhas de dispersão (scattering foils); cunhas; mandíbulas de colimador (collimator jaws) assimétricas ou independentes.

4ª Geração → Fótons e eletrões de alta energia: operação controlada por computador; cunha dinâmica; dispositivo de imagem do portal eletrónico (EPID); multileaf colimador (MLC).

5ª Geração → Fótons e eletrões de alta energia: modulação da intensidade do feixe de fótons com MLC; entrega de dose conformada totalmente dinâmica com feixes de intensidade modulada produzidos com um MLC.

Componentes de LINAC

Os aceleradores lineares são compostos por 4 principais partes: Gantry, suporte (stand), cabine do modulador, mesa de tratamento e consola de controle [41, 74] (figura: 2.2).

As guias de ondas são tubos que conduzem as ondas eletromagnéticas de um ponto ao outro. O sistema de refrigeração de água é responsável pela refrigeração de vários componentes que dissipam energia com calor, e estabelece uma temperatura estável.

A gantry é constituída por: magnetrão ou clistrão, tubo acelerador, Canhão de eletrões, e a área de tratamento.

O canhão de eletrões é responsável pela geração dos eletrões que serão acelerados no tubo acelerador até a velocidade (energia) desejada.

A radiação de micro-ondas é fornecida em curtos pulsos, com alguns microssegundos de comprimento, e isso é gerado pela aplicação de pulsos de alta tensão, de cerca de 50 kV do modulador de pulso (pulse modulator) para o gerador micro-ondas (microwave generator) que pode ser uma válvula magnetrão e válvula distrão em energias mais altas [41].

Os eletrões são produzidos por emissão termiônica no canhão de eletrões, que injeta um pulso de eletrões no acelerador de eletrões (Electron accelerator).

Feixes de fótons e eletrões

Os raios X de Bremsstrahlung são produzidos quando os eletrões incidem sobre um alvo de um material de alto número atómico (Z), como o tungsténio. O alvo é refrigerado em água, e é espesso o suficiente para absorver os eletrões incidentes. Na interação dos eletrões com o alvo, ocorre em cerca de 0.25-0.5mm de profundidade [21]. Como resultado de interações do tipo bresstrahlung, a energia do eletrão é convertida num espectro de energias de raios-X, com energia máxima igual a energia do eletrão incidente. A energia média do fotão do feixe é aproximadamente um terço da energia máxima [49].

O filtro aplanador do feixe (flattening filter) é projetado para gerar distribuições de dose plana numa certa profundidade na água. É usado em feixe de fótons, mas existem muitos aceleradores lineares que não usam este filtro (flattening filter free) [85]. Outro aspeto importante no uso do flattening filter é que a taxa de dose máxima (MU/ min) da máquina será reduzida significativamente, para um máximo de cerca de 600MUs [70].

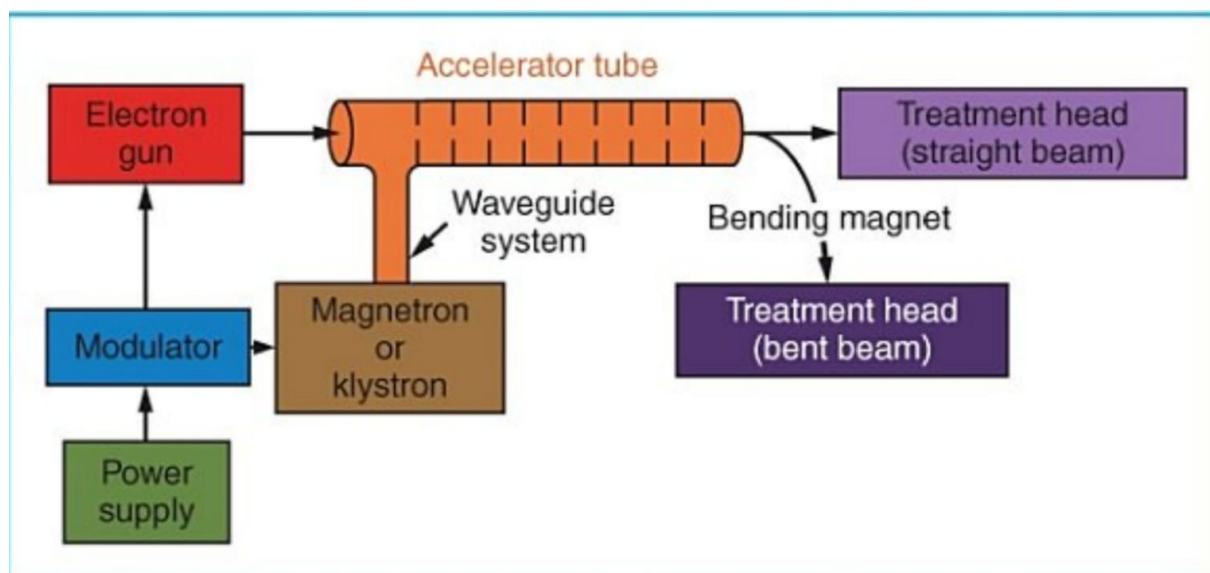


Figura 2.2: Diagrama de blocos de um acelerador linear [49]

Na operação de linacs com eletrões, o feixe, em vez de atingir o alvo, é feito passar por uma folha de dispersão de eletrões para espalhar o feixe, bem como obter uma fluência de eletrões uniforme em todo o campo de tratamento. A folha de dispersão consiste numa folha metálica fina de alto número atómico como chumbo e tântalo. A espessura da folha é de modo que a maioria dos eletrões são dispersos em vez de sofrer Bremsstrahlung (radiação de travagem) [49]. No entanto, uma pequena fração da energia total ainda é convertida em Bremsstrahlung e aparece como contaminação por raios-X do feixe de eletrões.

A maioria dos sistemas também emprega uma folha secundária de baixo número atómico de espessura variável para aplanar o feixe de eletrões. O material de baixo número atómico é escolhido para minimizar a radiação Bremsstrahlung adicional produzida [85].

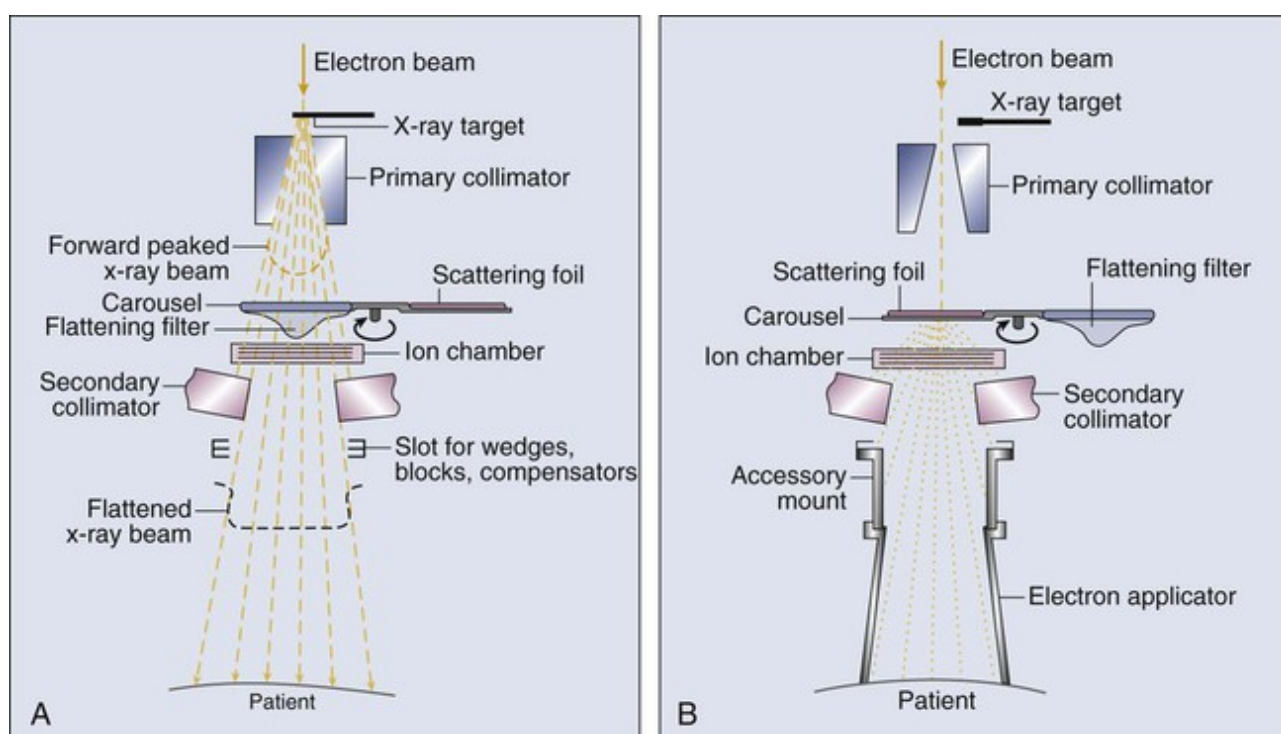


Figura 2.3: Modo de operação de feixe de fótons em A e feixe de eletrões em B [12]

Fazem parte da cabeça de tratamento as seguintes componentes para feixes de fótons e elétrons : alvo, folha de dispersão (scattering foil), câmara de ionização e colimadores.

A função do colimador primário é definir o maior tamanho de campo circular disponível, é constituído por bloco de proteção de tungsténio, com o lados da abertura cónica projetando-se nas beiras alvo. Para tornar a intensidade do feixe uniforme em todo o campo é adicionado um filtro aplanador.

A câmara de ionização é usada para controlar a saída do linac, mede a dose e encerra o feixe quando a dose planeada for dada. Faz também a monitorização da taxa de dose, a dose integrada e a simetria de campo. Estas câmaras de monitorização na cabeça de tratamento são geralmente seladas para que sua resposta não seja influenciada pela temperatura e pressão do ar externo [49].

Depois de passar pela câmara de ionização, o feixe é posteriormente colimado por colimadores secundários para definir a abertura de campos quadrados ou retangulares no isocentro com lados de dimensões até 40 cm² [49, 74].

Além dos colimadores secundários, os aceleradores modernos são equipados com colimadores de múltiplas folhas para fornecer bloqueio de campo de forma irregular e modulação de intensidade para terapia de radiação modulada por intensidade (IMRT) [74].

MLCs são um acréscimo relativamente recente à tecnologia de distribuição de dose do Linac. Os MLCs são constituídos de aproximadamente 120 folhas (60 pares), e cobrem até as dimensões máximas de campos (40x40cm²).

A radioterapia por feixe de elétrons é administrada com muito menos frequência do que o tratamento de feixe de fótons. As diferenças mais importantes com um feixe de elétrons em linac são as ausências do alvo e do filtro aplanador, e a presença de uma folha de dispersão [85].

A terapia de elétrons é mais usada em tumores superficiais sobre a cartilagem e osso (por exemplo, nariz, orelha, couro cabeludo e pele) e a de fótons para os tumores mais profundos (por exemplo, próstata) [21].

Flattening filter free

Os linacs foram historicamente projetados com filtros de aplanamento (flattening filter) para tratamentos conformados 3D, a fim de nivelar o feixe de radiação e feixe utilizável, normalmente em uma profundidade de referência de 10 cm. Para o planeamento de terapia de radiação modulada por intensidade (IMRT) e terapia de arco modulado volumétrico (VMAT), o feixe não precisa ser plano quando os MLCs modulam a fluência para compensar o perfil do feixe [26].

O filtro aplanador é geralmente de tungsténio e ligas de cobre para filtrar e atenuar baixas energias de fótons. Quando o filtro de nivelamento é removido, a taxa de dose no eixo central pode aumentar por um fator de 2-5 vezes a taxa de dose.

A remoção do filtro permite taxas de dose altas e tratamentos mais rápidos, minimizando assim a probabilidade de movimentos do paciente. Também permite que o feixe primário seja menos atenuado e disperso, resultando numa percentagem menor de fótons de baixa energia e reduzindo assim a probabilidade de efeitos nocivos ao doente [26].

2.4 Dosimetria

A dosimetria de radiação refere-se a uma determinação por medição e/ou cálculo da dose absorvida ou alguma outra quantidade fisicamente relevante, como kerma no ar, fluência ou dose equivalente, num determinado ponto de interesse num determinado meio [74].

A estimativa da dose absorvida determinada antes ou depois de uma exposição à radiação ionizante, é importante para garantir o uso seguro da radiação; Em aplicações terapêuticas, visa determinar a dose administrada aos pacientes com a maior precisão possível. A precisão é definida como a proximidade do acordo entre um resultado (dose distribuída) e um valor desejado (dose prescrita) [9].

2.4.1 Quantidades Dosimétricas

Fluência

A fluência, ϕ , é a fração dN por dA , onde dN é o número de partículas incidentes numa esfera de área transversal dA [74]:

$$\phi = \frac{dN}{dA} [m^{-2}] \quad (2.1)$$

Fluência Energética

A fluência energética, Ψ , é o quociente dR por dA , onde dR é a energia radiante incidente($dR = dN \times h\nu$) numa esfera de área transversal dA [47]:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} [\frac{J}{m^{-2}}] \quad (2.2)$$

Kerma e Taxa de Kerma

O kerma, K , é o quociente dE por dm , onde dE é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partícula numa massa dm de material [47, 55].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} [Gy] \quad (2.3)$$

A taxa de kerma, K , é o quociente dK por dt , onde dK é o incremento de kerma no intervalo de tempo dt :

$$K = \frac{dK}{dt} [\frac{Gy}{t}] \quad (2.4)$$

Dose absorvida

A dose absorvida, D , é o quociente dE por dm , onde dE é a energia média transmitida na matéria de massa dm [55]:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.5)$$

A unidade da dose absorvida é gray (Gy), onde 1 Gy é igual a 1 joule por quilograma (1Gy/Kg).

Para feixes de fotões de alta energia assumindo as condições de equilíbrio de partículas carregadas (CPE), que geralmente é válido dentro de um grande volume alvo homogéneo para Radioterapia conformal 3D, a dose absorvida para o meio D_m pode ser calculada por [52]:

$$D_m = \Psi_m \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m (1 + \beta \bar{x}) \quad (2.6)$$

Onde Ψ_m é a fluência energética dos fotões, $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m$ é o coeficiente de absorção mássico de energia para a média calculada sobre o espectro de energia de fotões no ponto de interesse, β é a inclinação da curva na profundidade de fluência e $\bar{x}$ é a distância média das partículas carregadas secundárias que transportam a sua energia cinética na direção dos raios primários enquanto a deposita como dose.

Para a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) em que a fluência energética do fotão pode variar significativamente dentro do volume alvo e para os casos de ausência das condições de CPE devido às heterogeneidades do volume alvo, a dose absorvida no meio pode ser calculada por:

$$D_m = \Phi_m \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_m \quad (2.7)$$

onde Φ_m é a fluência de eletrões primários e $\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_m$ é o poder de paragem (stopping power) não restrito para o meio calculado sobre o espectro de energia do eletrão no ponto de interesse.

2.4.2 Dosimetria absoluta e Dosimetria Relativa

A calibração do feixe de radiação através da determinação direta da dose absorvida nas chamadas condições de referência, até um ponto num meio semelhante à composição do paciente é chamada de dosimetria de referência [9].

Existem três tipos principais de técnicas de dosimetria de referência: Calorimetria, dosimetria de Fricke e Dosimetria da câmara de ionização [74].

A câmara de ionização é o tipo de dosímetro mais prático e mais amplamente utilizado em Radioterapia externa. Pode ser usado como um dosímetro absoluto ou relativo. A carga de ionização Q produzida na massa m de gás, está relacionada com a dose absorvida na cavidade do gás D_g por [74]:

$$D_g = \frac{Q}{m_g} \left(\frac{W_g}{e}\right) \quad (2.8)$$

onde $(\frac{W_g}{e})$ é a energia média necessária para produzir um par de iões no ar por unidade de carga- o valor de $(\frac{W_g}{e})$ para o ar seco é 33,97 J/C).

A determinação da dose absorvida num meio usando uma câmara de ionização é baseada no princípio de Bragg-Gray relacionando a dose absorvida num ponto no meio (geralmente água) D_w para a dose média absorvida no detetor (ar) D_g [6, 47]:

$$D_w = D_g S_g^w = \frac{Q}{m_g} (\frac{W_g}{e}) S_g^w \quad (2.9)$$

O volume ou massa de ar sensível numa câmara de ionização é determinada: Diretamente por medição (a câmara torna -se um dosímetro absoluto em circunstâncias especiais); e indiretamente por meio da calibração da resposta da câmara num campo de radiação (a câmara é usada como um dosímetro relativo).

Segundo o protocolo do formalismo TRS-398, para determinar a dose absorvida na água em profundidade de referência Z_{ref} para um feixe de referência de qualidade Q_0 e na ausência da câmara é dado por:

$$D_{wQ_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.10)$$

onde M_{Q_0} é a leitura do dosímetro sob as condições de referência utilizadas nas normas de laboratório e N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração em termos de dose absorvida na água do dosímetro obtidos de um laboratório de padrões.

Quando um dosímetro é usado num feixe de qualidade Q diferente daquele usado na calibração, Q_0 , a dose absorvida na água é dada por [59]:

$$D_{wQ} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_{QQ_0} \quad (2.11)$$

onde o fator K_{Q,Q_0} corrige os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade Q real do usuário, e a leitura M_Q do dosímetro corrigida para os valores de referência de grandezas de influência, além da qualidade do feixe, para as quais o fator de calibração é válido.

Fatores de correção

Um fator de correção que é frequentemente aplicado em medições com as câmaras de ionização é o que corrige as mudanças na densidade do ar.

Condições de medição podem não corresponder às condições de referência utilizadas no laboratório de padrões, logo são necessárias correções adicionais às condições de referência usadas no laboratório [71].

Em medições com câmaras de ionização é habitual aplicarem-se correções para as mudanças na densidade de ar que provêm de mudanças na temperatura ambiente e pressão [71] :

$$K_{TP} = \left(\frac{273.2+T}{273.2+T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (2.12)$$

onde P_0 é a pressão de referência ($P_0 = 101,3 \text{ KPa}$)

T_0 é a temperatura de referência ($T_0 = 20^\circ\text{C}$)

O fator de correção, K_{Q,Q_0} é geralmente fornecido pelo laboratório de calibração.

Os fatores de correção de temperatura, pressão e qualidade de feixe foram usados nas atividades referentes a verificação de estabilidades das câmaras de ionização e no controlo de qualidade dosimétrico dos aceleradores lineares, como se verá nos capítulos mais à frente.

O primeiro passo para estabelecer a distribuição da dose absorvida no paciente é determinar a variação da dose ao longo do eixo central do feixe. A dose em profundidade vai depender de muitas condições encontradas pelo feixe de fótons, tais como tamanho do campo, energia do feixe, profundidade no paciente, distância da fonte e atenuadores externos (exemplo de cunhas). Os parâmetros mais importantes na determinação da dose ao longo do centro do campo são percentagem de dose em profundidade (PDD) e a relação máxima do tecido com sigla em inglês TMR (Tissue maximum ratio) [21].

PDD (percentage depth dose) é definida como a proporção, expressa como uma percentagem, da dose absorvida no eixo central em fantôma na profundidade de referência (d) para a dose absorvida no ponto de referência d_{max} .

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \times 100\% \quad (2.13)$$

Um exemplo dos valores de profundidade de dose máxima (d_{max}) de fótons e eletrões para um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}$ e SSD de 100 cm é apresentado em tabelas a seguir [77] [11] [21]:

	superficial	ortovoltagem	Co-60	4MV	6MV	10MV	18MV	25MV
d_{max}	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

Tabela 2.1: Variação de regiões de build-up (D_{mx}) e PDD para várias energias de fótons

	6MeV	9MeV	12MeV	15MeV	18MeV	22MeV
d_{max}	1.2	1.56	2.1	1.7	1.5	1.49

Tabela 2.2: Variação de regiões de build-up (D_{mx}) e PDD para várias energias de eletrões

Assim, TMR é, portanto, um caso especial de TPR e pode ser definido como a razão da taxa de dose em um determinado ponto em fantasma para a taxa de dose na mesma distância do ponto fonte e na profundidade de referência da dose máxima

A razão da taxa de dose em um determinado ponto em fantoma para a taxa de dose na mesma distância do ponto fonte e na profundidade de referência da dose máxima é definida como TMR [49, 77]:

$$TMR = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \quad (2.14)$$

A dosimetria relativa consiste na determinação da dose na superfície noutras condições fora das de referência, com fatores de correção para o material de fantôma e a espessura.

2.5 Algoritmos de cálculo de dose

Os algoritmos de cálculo de dose são responsáveis pela representação correta da dose no paciente, e podem ser vinculados ao tempo de feixe ou cálculos de unidades monitoras (MU). Até a década de 1970, as distribuições de dose eram geralmente calculadas assumindo que o paciente era composto inteiramente de água. Isso se deveu principalmente à falta de informações anatómicas específicas do paciente [35].

A intenção de um algoritmo de cálculo de dose é prever, com a maior precisão possível, a dose administrada a qualquer ponto dentro do paciente sem causar danos aos tecidos adjacentes. Devido à complexidade de interações de radiação com tecidos humanos e devido a necessidade prática de tempos de cálculo rápidos, muitos algoritmos de cálculo de dose apresentam limitações devido as aproximações usadas nos modelos físicos [95].

Com o advento da tomografia computadorizada (CT), tornou-se possível derivar informações de densidade eletrônica, que podem ser incorporadas ao cálculo da dose. Isso, combinado com enormes avanços na tecnologia da computação, resultou em muitas pesquisas com o objetivo de melhorar os procedimentos de cálculo da dose para o corpo humano heterogêneo [68].

A precisão dos algoritmos de cálculo de dose é avaliada comparando dados em relação aos resultados de cálculo obtidos na mesma geometria de campo e mesmos Valores de MU. Medidas de avaliação de precisão e os dados do feixe que são usados para a configuração de algoritmos de cálculo de dose devem ser obtidas na mesma máquina com a mesma calibração e propriedades do feixe idênticas [91].

Os métodos de cálculos de dose evoluíram de cálculos 2D simples para métodos de kernel de ponto 3D parcial até modelos de dose 3D completos em que a radiação primária e espalhada no volume de interesse são considerados.

A abordagem tradicional para cálculos de dose absorvida no planeamento do tratamento tem sido o uso de algoritmos baseados em correções na distribuição de dose absorvida medida em água.

Com o início de sistemas de planeamento tridimensional conformal e terapia de intensidade modulada, os algoritmos baseados em correções começaram a mostrar limitações tendo em conta as variações da dose absorvida devido a diferentes geometrias de campo e heterogeneidades de tecido. E esta situação estimulou a introdução de novos algoritmos baseados em Modelos e soluções da equação de transporte de Boltzmann [42].

Em métodos baseados em correção, o ponto de partida é sempre a distribuição de dose para um volume totalmente de água, com correções secundárias introduzidas para contabilizar a densidade do tecido. Nos métodos baseados em modelos, há uma confiança muito maior sobre a física fundamental da dispersão e a distribuição de dose já tem em conta as heterogeneidades dos tecidos humanos [95].

2.5.1 Algoritmos Baseados em Correções

Os algoritmos baseados em correções usam medidas feitas em fantômas de água usando detetores (Câmara de ionização) e corrigem a distribuição de doses obtida em outros meios ou materiais. Os algoritmos baseados em correções não incluem heterogeneidades e superfícies irregulares.

Estes algoritmos estão relacionados principalmente ao manuseio de modificadores de feixe e correções

de não homogeneidades. A distribuição de dose na água é calculada e, em seguida, corrigida para os modificadores de feixe (exemplo de compensadores) e características do paciente [55].

No início as medições eram feitas assumindo um feixe incidente em uma superfície plana de material homogêneo equivalente à água. Mas sabe-se que o corpo humano não é homogêneo, portanto, os cálculos da dose em um paciente devem incluir fatores de correção para levar em conta a forma do paciente e as não-homogeneidades. A precisão e complexidade do método de correção empregado depende das circunstâncias, mas deve-se lembrar que quanto mais complexa, mais precisa e mais tempo leva para calcular [55].

A distribuição da dose, corrigida para a falta de homogeneidade do tecido, é dado por:

$$D_{homog}(x,y,z)=ICF(x,y,z) \propto D_{20}(x,y,z) \quad (2.15)$$

onde D_{homog} é a distribuição de dose dentro do tecido heterogêneo; ICF é o fator de correção das não homogeneidades; e D_{H20} é a distribuição de dose de referência em um volume de água homogêneo.

Alguns métodos baseados em correções são apresentados a seguir.

Método de Atenuação Linear

É a forma mais simples de correção de não homogeneidades e consiste em ajustar a dose em um ponto com base na espessura sobrejacente da não homogeneidade e usando uma Correção “percentagem por cm”. Este método é muito rudimentar e é útil apenas para uma estimativa rápida do ajuste de dose [68] :

$$ICF = (\% \text{ per cm}) \times \text{espessura de não homogeneidade.}$$

Método de TAR TAR é a sigla para razão tecido-ar (tissue-air ratio) que é definida como a razão da dose em um ponto em um fantôma, pela dose no mesmo ponto no ar [55].

$$TAR(d, A_d) = \frac{D_d}{D_{ar}} \quad (2.16)$$

Onde d é a profundidade do ponto de interesse, A_d é o tamanho de campo nessa profundidade, D_d é a dose nesse ponto no fantôma e D_{ar} é a dose no mesmo ponto no ar livre.

A dose em uma geometria heterogênea usando método de TAR pode ser calculada por [52]:

$$D_{heter} = D_{homog} \cdot \left(\frac{TAR}{(d', r_d)} \right) TAR(d, r_d) \quad (2.17)$$

Onde D_{homog} é a dose em fantôma homogêneo de água, $TAR(d', r_d)$ é a relação tecido ar a uma profundidade equivalente a água que é determinada somando os produtos da espessura de cada camada de tecido e sua densidade de elétrons.

$TAR(d, r_d)$ é TAR na profundidade física, assumindo que toda a geometria é água, e r_d é o tamanho de campo em d .

Razão do ratio tecido ar (Ratio of tissue-air ratio (RTAR))

É um dos métodos mais usados em sistemas de planeamento de tratamento mais antigos e ainda é usado por muitos físicos para verificações pontuais e manuais da dose. Outros nomes foram dados a este método como "SSD efetivo" ou "mudança de isodose". Este método de correção é dado por [68]:

$$ICF = \frac{TAR(d', W)}{TAR(d, W)} \quad (2.18)$$

Onde d' é o comprimento do caminho equivalente, d é a profundidade física e W representa o tamanho do campo no nível do ponto de interesse.

A principal fraqueza do método RTAR é sua comprometida modelagem da contribuição da componente lateral do feixe espalhado que resulta em uma correção excessiva quando a densidade é menor do que a da água e correção insuficiente quando a densidade é maior que a da água [68]. Isso não inclui densidades específicas do paciente, nem qualquer consideração dos parâmetros geométricos do feixe de tratamento (por exemplo, tamanho do campo).

Método Power-Law O método Power-Law também considera a proximidade de uma não-homogeneidade ao ponto de interesse (d_1 , d_2) e melhorou muito a precisão de cálculos de dose em regiões pulmonares [55].

O fator de correção é dado por:

$$ICF = \frac{TAR(d_1, W_d)}{TAR(d_2, W_d)} \quad (2.19)$$

Razão tecido-ar equivalente (equivalente air-tissue ratio [ETAR])

Algoritmo "equivalente Tissue Air Ratio (ETAR)" é uma modificação a proporção do algoritmo TAR levando em consideração a variação na densidade do tecido. Na implementação original foi caracterizado como um método "2,5D" devido à compressão do volume heterogêneo em uma fatia de espalhamento virtual posicionada a uma distância lateral média (Z_{eff}) do plano de interesse [95].

A razão de TAR em um campo de raio r em profundidade d em um meio uniforme de densidade ρ em relação a água, é igual a TAR (r_d , r_r), ou seja, a razão tecido-ar em uma unidade de densidade média para tamanho de campo r_r e profundidade r_d . O fator de correção ETAR (equivalente Tissue air ratio) para o meio homogêneo, de densidade não unitária semelhante a água é definido como:

$$ICF = \frac{TAR(\rho d, \rho r)}{TAR(d, r)} \quad (2.20)$$

A aplicação do método ETAR a geometrias heterogêneas é dada por:

$$ICF = \frac{TAR(d', \vec{r})}{TAR(d, r)} \quad (2.21)$$

O método de ETAR (Equivalente Tissue-Air Ratio) foi amplamente implementado em sistemas de planeamento de tratamento comercial durante a década de 1980 e ainda está em uso em vários sistemas

modernos. Pode ser considerado como o primeiro método prático de cálculo usando o conjunto de dados CT completo para planeamento de tratamento computarizado [68].

Embora o método ETAR seja superior, em alguns casos, ao RTAR e métodos de "power law", é muito mais lento na velocidade de desempenho [68].

2.5.2 Algoritmos Baseados em Modelos

Atualmente, é possível obter mais precisão no cálculo da distribuição de dose a partir do desenvolvimento das modalidades de imagem, incluindo tomografia, ressonância magnética nuclear, tomografia por emissão de positrões (PET), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), angiografia digital e ultrassonografia. Todas essas informações podem ser processadas para o delineamento aprimorado de tecidos tumorais e normais dentro do corpo. Os algoritmos baseados em modelos permitem a simulação virtual do tratamento do paciente pela sobreposição de geometrias de feixe em qualquer orientação do conjunto de imagens do paciente [68].

Os métodos baseados em modelos são mais adaptados para meios heterogêneos, e eficazes para geometrias mais complexas e irregulares. Os algoritmos de cálculo de dose em TPS clínico podem ser divididos em três categorias diferentes, Modelos Tipo A, Tipo B e Tipo C, de acordo com sua capacidade de modelar transporte de elétrons em condições não homogêneas.

Os algoritmos do tipo-A consistem na correção das não-homogeneidades apenas na direção longitudinal. Esses métodos usam a convolução para a determinação de dose absorvida. Temos o exemplo do algoritmo eclipse Pencil Beam convolution e XiO FFT convolution.

Os do tipo-B são extensivos para as duas direções, longitudinal e transversal. São exemplos, os algoritmos Anisotropic Analytical Algorithm (Eclipse AAA) e Collapsed cone convolution (Pinnacle CCC).

Cálculos de dose mais precisos podem ser obtidos usando modelos Tipo C. Os métodos de monte Carlo e O algoritmo Acuros XB (AXB) são exemplos de modelos do Tipo C [37].

Os algoritmos do tipo-A são designados de algoritmos de convolução, os do tipo-B são de convolução/sobreposição e no fim os do tipo B são de solução da equação de transporte de Boltzman.

Algoritmos baseados em modelos de Convolução

Pencil Beam Convolution (PBC) O algoritmo PBC, considera o feixe incidente composto de vários feixes semelhantes denominados "pencil beams" a medida que passam pelo paciente e depositam a dose. O kernel da dose PB é dimensionado de acordo com a densidade média ao longo da direção do feixe. Ele considera que qualquer feixe colimado de fótons incidente no paciente é composto por um grande número de feixes infinitamente estreitos de fótons "pencil beams" [48].

Algoritmos de pencil beam são comuns para cálculos de dose de feixe de elétrons. [74] Pelo método de convolução do "pencil beam", a dose absorvida é calculada pela convolução da distribuição de fluência energética ou TERMA (T) e a dose kernel (K) em água.

Um kernel pode ser definido como a distribuição de energia transmitida a um elemento de volume em um meio devido a um feixe incidente de fótons na origem das coordenadas do kernel [70].

TERMA é a energia total libertada por unidade de massa e dado por:

$$T\vec{r} = \Psi(r') \cdot \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}) \quad (2.22)$$

onde $\frac{\mu}{\rho}$ é coeficiente de atenuação mássico

Φ é a fluência energética

A convolução entre o TERMA e a fluência energética é igual a dose absorvida:

$$\text{Dose} = \text{TERMA} \otimes K(r)$$

$$D(\vec{r}) = \int \Psi(r') \cdot \frac{\mu}{\rho} \cdot K(r - r') d^3 r' \quad (2.23)$$

Apesar do PBC ser rápido, tem limitações em meios heterogéneos, sendo mais preciso em meios homogéneos.

Algoritmos baseados em modelos de convolução/Superposição

1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

O AAA é um algoritmo de convolução/superposição de "pencil beams" 3D que usa modelagem derivada de Monte Carlo separada para fotões primários, fotões extra-focais espalhados e eletrões espalhados pelos dispositivos de limitação de feixe [91]. Foi incorporado no sistema de planeamento eclipse em 2005, e considera a heterogeneidade do meio anisotropicamente [16].

Para o cálculo da distribuição volumétrica da dose, o volume corporal do paciente é dividido em uma matriz de voxels 3D com base na grade de cálculo selecionada. Cada voxel de cálculo está associado a densidade média de eletrões ρ , que é calculada a partir das imagens tomográficas do paciente [91].

A dose total depositada num ponto é calculada pela superposição de "pencil beams" em cada ponto no espaço em torno do feixe incidente derivado de Simulações de Monte Carlo. Neste caso, é a integração da distribuição de TERMA multiplicada pelo kernel em todo o volume do paciente. [68]:

$$D(\vec{r}) = \int T(\vec{r}', \rho') \cdot K(\vec{r}, \rho; \vec{r}', \rho') d^3 \vec{r}' \quad (2.24)$$

Este método é mais rápido e mais preciso do que PBC no cálculo da distribuição de dose em meios heterogéneos. Mais eficaz para as técnicas que envolvem muitos feixes como o IMRT e VMAT.

2. Método de "Collapsed Cone Convolution"(CCC)

O método da Pinnacle (CCC) usa um modelo 3D para calcular a dose no paciente. A fluência incidente é modelada como uma distribuição de fluência 2D e projetada através do paciente para calcular uma distribuição TERMA 3D que é posteriormente convolvida com um kernel de dose em cada ponto para determinar a dose final. Para melhorar a velocidade de cálculo, a dose em cada ponto é calculada apenas

ao longo do centro de cada cone TERMA. O algoritmo é capaz de calcular com precisão as distribuições de dose em regiões de desequilíbrio electrónico, como a interface tecido-ar e tecido-osso.

Outra aproximação para aumentar a velocidade, bem como gerenciar heterogeneidades é discretizar o ponto do kernel (point kernel) . O kernel é discretizado em cerca de 100 direções e deixando cada direção representando um cone onde toda a energia é recolhida para o centro do cone [50].

Ao colapsar a energia do cone no raio central, a dependência do quadrado inverso é removido. A distribuição dos cones não é isotrópica, em vez disso, uma densidade mais alta é usada na direção para frente porque a maior parte da energia em feixes de alta energia é transportada nesta direção [50].

O método CCC calcula a dose 3D por convolução do TERMA (energia total liberta num meio por unidade de massa), que é dependente da fluência de energia, com uma dose de fóton núcleo. Neste método, TERMA é calculado usando uma abordagem que leva em consideração o diâmetro efetivo da fonte [32].

$$D(r) = \int T(\vec{r}') \cdot P(r-r') dr \quad (2.25)$$

2.5.3 Algoritmos baseados na solução da equação linear de Transporte de Boltzman

Acuros XB

O algoritmo de planeamento de dose Acuros XB (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) é o mais recente algoritmo de cálculo da distribuição de dose incorporado no sistema de planeamento Eclipse da Varian em 2010 e consiste na solução da equação linear de transporte de Boltzmann [70].

O desejo de desenvolver um método de cálculo de dose mais rápido com a precisão comparável aos métodos de Monte Carlo, levou à exploração de soluções determinísticas de cálculo de equação linear de transporte de Boltzmann. O AXB é um método determinístico [48].

Este algoritmo é preciso e rápido no cálculo da distribuição de dose para tratamentos de radioterapia com feixe de fótons variando de 4 MV a 25 MV, com tamanhos de voxel de cálculo variando de 1 a 3 mm. [70]

A equação linear de transporte de Boltzman descreve o comportamento macroscópico das partículas ionizantes na sua interação com a matéria [91]. A fluência angular do eletrão é obtida primeiro resolvendo a LBTE (Linear Boltzmann Transport equation) e, em seguida, a dose pode ser gerada usando a energia eletrónica macroscópica de seções transversais de deposição e a densidade dos materiais.

Acuros XB resolve a equação linear de transporte de Boltzmann independente do tempo do sistema tridimensional 3D para determinar a deposição de energia de transporte de fótons e eletrões.

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Phi^\gamma + \sigma^\gamma \Phi^\gamma = q^{\gamma\gamma} + q^\gamma \quad (2.26)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Phi^e + \sigma^e - \frac{\partial(S_R \cdot \Phi^e)}{\partial E} = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^e \quad (2.27)$$

$$\vec{r} \in V, \quad \hat{\Omega} \in 4\pi, E > 0$$

A equação 2.26 é resolvida para o transporte de fótons e a equação 2.27 para eletrões.

$\hat{\Omega} \rightarrow$ é o vector unitário que indica a direcção da partícula

$\vec{\nabla}$ é referido como o "operador de streaming", que pode ser interpretado como o número de partículas fluindo dentro do volume dV menos o número de partículas fluindo fora do mesmo volume para partículas viajando em uma direcção $d\Omega$ sobre Ω com energia E sobre dE .

ϕ^γ e ϕ^e representam a fluência angular de fótons e eletrões, respectivamente

$\sigma \cdot \Phi \rightarrow$ Representa as colisões

σ^γ e σ^e são secções transversais de interacção total de fótons e eletrões macroscópicos para todos materiais e todas energias,

$q^{\gamma\gamma}$, $q^{\gamma e}$ e q^{ee} representam a fonte de fótons gerada a partir da interacção de fótons, fonte de eletrões gerada a partir da interacção de fótons e fonte de eletrões gerada a partir da interacção de eletrões em todos espaços do volume V , para todos ângulos e energias respetivamente.

$\vec{r}$ é o vetor de posição espacial

$\sigma^\gamma \phi^\gamma$ e $\sigma^e \phi^e$ são os "operadores de colisão", que podem ser considerados como os números de partículas removidas do volume por absorção ou espalhamento.

A parte direita das equações representa os termos de dispersão (scattering) das fontes de radiação.

O terceiro termo da segunda equação representa o operador de desaceleração contínua, onde S_R é a soma do "stopping power" radioativo restrito e colisional.

Acuros XB resolve as equações 2.26 e 2.27 por meio da discretização no espaço, ângulo e energia. Uma vez que a fluência angular do eletrão é resolvida, a dose em qualquer região, i , do problema pode ser obtida através do seguinte [91, 96]:

$$D_i = \int_0^\infty dE \int_{4\pi} d\Omega \cdot \frac{\sigma_{ED}^e(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})} \cdot \Phi^e(\vec{r}, E, \Omega) \quad (2.28)$$

onde σ_{ED}^e é a secção transversal macroscópica de deposição de energia do eletrão, ρ é a densidade do material do voxel e Φ é a fluência angular do eletrão.

O Acuros XB calcula a fluência de eletrões dependente de energia, com base nas propriedades do material do paciente, conforme derivado da Unidade Hounsfield (HU) do conjunto de dados CT.

Semelhante aos métodos MC, os métodos determinísticos de solução de LBTE também tem limiares de energia para eletrões e fótons. Uma partícula é assumida para depositar toda a sua energia localmente abaixo do limiar. O AXB usa uma energia de corte de 200 KeV para eletrões e 1KeV para fótons [91]. Estes valores não são modificáveis pelo usuário.

A dose para o meio ou a dose para a água podem ser seleccionadas no Acuros XB, diferente de AAA que é limitado em dose na água.

O espetro de energia de um feixe de fótons não muda significativamente com aumento da profundidade de penetração na água. Os fatores que relacionam a dose absorvida à ionização permanecem efetivamente

constantes, porque os eletrões são absorvidos por um meio. No entanto, a energia média de seu espectro diminui linearmente com o aumento da profundidade, reduzindo a zero em sua penetração máxima.

2.5.4 Monte Carlo

Monte Carlo (MC) é um método numérico para resolver equações ou para calcular integrais com base na amostragem de números aleatórios [85].

Os métodos de Monte Carlo referem-se aos métodos de solução para problemas que podem ser descritos como uma evolução de objetos (partículas), como fótons, eletrões, neutrões, prótons, núcleos carregados, átomos e moléculas, interagindo com outros objetos com base nas relações de interação objeto-objeto (seções transversais) [85], resolvendo os problemas de transporte radioativo estocasticamente. São capazes de simular um número suficientemente grande de partículas individuais [48].

A característica essencial da simulação de Monte Carlo é o uso de números aleatórios e variáveis aleatórias. Uma variável aleatória é uma quantidade que resulta de um processo de repetibilidade e cujos valores reais não podem ser previstos com certeza [82]. Em geral, os algoritmos de amostragem aleatória são baseados no uso de gerador "RAND" que consiste na geração de números aleatórios uniformemente distribuídos no intervalo de (0,1).

Em radioterapia, Monte Carlo é o principal método de resolução de problemas complexos de transporte de partículas e deposição de energia dentro dos meios heterogêneos, ou seja, o corpo humano.

2.5.5 SciMoCa

SciMoCa (ScientificRT GmbH, Munich, Alemanha), SciMoCa é um algoritmo baseado em Monte Carlo desenvolvido recentemente que fornece cálculo de dose rápido e preciso para várias aplicações, por exemplo avaliação independente da dose em 3DCRT, Planos de tratamento IMRT e VMAT ou para propósito geral de pesquisa [53].

O algoritmo SciMoCa é capaz de reconstruir distribuições de dose 3D a partir do conjunto de dados CT associado ao plano usando os conjuntos de dados de imagem DICOM, estruturas e informações de planos extraídos pelo TPS. O usuário é livre para selecionar a resolução da grelha (mínimo 0,5 mm, máximo 10 mm por dimensão), a incerteza estatística (0,5%, 1%, 1,5%, 2%) e calibração de dose para água ou dose para o meio. Em geral, em algoritmos baseados em MC, a incerteza estatística controla o nível de ruído estatístico remanescente no cálculo final [72].

2.5.6 Algoritmo "Cone Dose Calculation"(CDC)

De acordo com o guião da Varian (Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide), O algoritmo (CDC) é usado no planeamento Eclipse para calcular a dose para aplicadores de cones estereotáxicos usados em tratamentos de radiocirurgia estereotáxica (SRS). O algoritmo do CDC ignora bolus e qualquer estrutura sem corpo. No planeamento de cones, não é possível anexar um bolus a um campo de arco ou abrir um campo que contém um bolus. O algoritmo do CDC usa "Tissue Maximum Ratios (TMR)" e Razões "Off-Axis Ratios (OAR)" para determinar a dose em qualquer ponto do volume irradiado [91].

A dose, D , em qualquer ponto, P , no feixe é determinada como:

$$D(r, d, SSD, S) = MU \times DR_{ref} \times OF_{TMR_{max}(S)} \times TMR(d, S) \times \frac{SAD}{SSD+d} \times OAR(r, S) \quad (2.29)$$

onde:

r = distância do "off-axis" até o ponto de interesse;

d = profundidade até o local de interesse ao longo do eixo central;

SSD = "source-to-skin distance (distância da fonte a pele); $D(r, d, SSD, S)$ = dose no local de interesse;

MU = unidades monitoras;

DR_{ref} = taxa de dose de referência = $\frac{D_{ref}}{MU_{ref}}$ onde, D_{ref} é a dose absoluta (Gy) na água para o tamanho do campo de referência no ponto de referência na profundidade de calibração, onde MU_{ref} é o MU fornecido para produzir a dose de referência para calibração

$OF(S) = \text{fator de output} = \frac{DS}{D_{ref}}$, onde DS é a dose em um ponto específico no eixo central (isocentro) com profundidade d , quando o colimador cônico, S , é usado, e onde D_{ref} é a dose medida na mesma localização espacial e d , como DS , usando tamanho do campo de referência;

$OF_{TMR_{max}(S)}$ = fator de outpu em $TMR_{max}(S)$

$TMR(d; S) = \text{relação tecido-máximo} = \left(\frac{D_d}{D_{mam}}\right)$

SAD = distância do eixo fonte;

$OAR(r, S) = \text{razão "off-axis ratio"} = \left(\frac{D_r}{D_a}\right)$

onde D_a é a dose no eixo central em profundidade, d , e D_r é a dose a uma distância arbitrária fora do eixo, r , com o mesmo eixo central profundidade, d .

2.6 Fantômas

Logo após a descoberta dos raios-X por Rontgen, começaram a aparecer efeitos nocivos advindos de altas doses que as pessoas da época eram submetidas voluntariamente para fins experimentais. Consequentemente, surgiu a necessidade dos físicos desenvolverem fantômas para simulações a fim de limitar os efeitos nocivos da irradiação em pacientes.

Fantômas são modelos construídos a partir de material equivalente de tecido e usados para determinar as características de absorção e reflexão de radiação de um corpo humano inteiro ou de um órgão específico como por exemplo, músculo, osso ou pulmão [85,104].

2.6.1 Fantômas de água ou de material equivalente à água

Os fantômas em dosimetria podem ser de água ou de materiais equivalentes à água usados para fins de referência, bem como os fantômas antropomórficos que mais precisamente representam o corpo humano

com várias densidades diferentes. Os primeiros fantômas eram bastante simples, consistindo em placas de cera de madeira ou tanques de água. Os fantômas a base de água começaram a ser usados a partir de 1930 como potenciais substitutos de tecidos. Por volta da metade do século XX, ocorreram interesses em desenvolver geometricamente fantômas antropomórficos realistas [31].

O fato de 65-70% do peso do corpo humano adulto ser constituído por água, constitui principal fundamento para o uso de fantômas de água em dosimetria de calibração de feixes de fótons e elétrons. Um homem adulto de 70 kilos de massa corporal contem cerca de 42 litros de água distribuídos no seu corpo [84]. o cérebro e o coração são compostos por 73% de água, cerca de 83% para pulmões, a pele com 64%, os músculos e rins são 79% e até os ossos são aquosos com cerca de 31% de água [66].

Os fantômas de água são usados para determinar a saída ("output") da máquina de tratamento [31]. As vantagens do uso de fantômas de água como fantômas de referência deve-se a sua simplicidade e facilidade de reprodutibilidade, e também as medições podem ser feitas nas mesmas condições em instituições diferentes e em momentos diferentes. Os tanques de água também permitem um número infinito de locais onde colocar uma câmara de ionização.

2.6.2 Fantômas Antropomórficos

O termo "Antropomórfico" é definido como atribuir forma humana e/ou atributos a um objeto que não é humano. Quase todos os fantômas antropomórficos são normalmente projetados e feitos para se parecer muito com a forma e o tamanho do corpo humano, seja homem, mulher, adulto ou criança. Além disso, esses fantômas antropomórficos devem ser construídos com materiais que não apenas simulem densidades de tecido humano, mas também as interações de radiação dentro dos materiais equivalentes ao tecido [104].

São divididos em físicos e computacionais. Os fantômas físicos são feitos de materiais sólidos equivalentes a ossos e tecidos moles que pode ser moldado na forma da anatomia humana e depois cortado em fatias contendo cavidades para pequenos dosímetros de radiação. Os computacionais consistem no uso de computadores que não apenas definem as características externas de todo o corpo humano, mas também incluem detalhes sobre órgãos internos, como seu volume, massa e forma.

Fantômas computacionais

Historicamente, os fantômas de MIRD-5 foram os primeiros fantômas heterogêneos reportados em 1969, feitos para simulações compostos por esqueleto, um par de pulmões e tecido mole. O nome MIRD é derivado de um comitê de Dosimetria Médica de Radiação Interna (Medical Internal Radiation Dosimetry) [104].

Destacam-se dois principais métodos de modelagem de geometrias computacionais: O método de geometria sólida construtiva ou "constructive solid geometry (CSG)" e representação de fronteiras, "boundary representation (BREP)"

O primeiro método permite que o modelador crie objetos sólidos usando operadores booleanos (ou equivalentes) para combinar objetos primitivos que incluem cubóides, cilindros, prismas, pirâmides, esferas, cones, e elipsóides [104]. Esses tipos de fantômas são normalmente chamados de fantômas matemáticos.

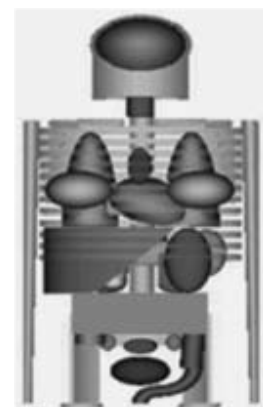


Figura 2.4: Fantoma MIRD [104]

O método de representação de fronteiras (BREP) é muito mais flexível do que o CSG porque admite um conjunto mais rico de ferramentas de operação. Este método é baseado em desenhos, misturas, descasques e ajustes permitindo incluir características anatómicas mais complexas [104].

As formas esquemáticas dos órgãos em fantômas de MIRD apresentavam uma simplificação excessiva. Com o advento das tecnologias de imagem 3D, passou a ser possível desenvolver fantômas mais realistas do corpo humano com a visualização de imagens de estruturas internas do corpo em três dimensões e armazená-las em formatos digitais [104], 2.4.

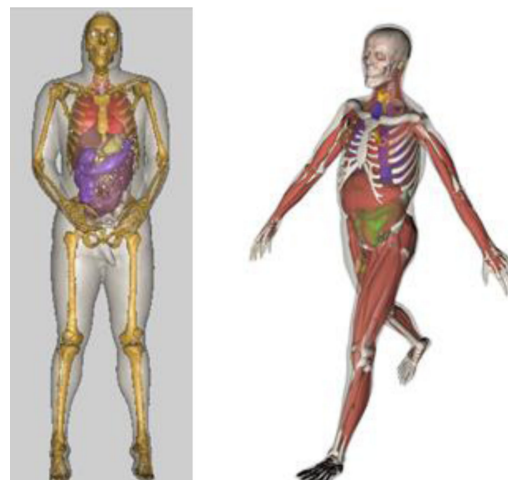


Figura 2.5: Fantômas de VOXEL e de BREP [103]

Fantômas Físicos

Fantômas antropomórficos físicos são aqueles na forma de um corpo humano ou parte dele, fabricados com materiais equivalentes aos tecidos humanos quando se trata de tamanho, forma, posicionamento, densidade e interação da radiação com a matéria [78].

São usados para três aplicações diferentes: dosimetria de radiação externa, dosimetria de radiação interna e garantia de qualidade de imagem. Para dosimetria de radiação externa, um fantôma físico é projetado para que pequenos dosímetros de radiação possam ser inseridos em diferentes locais do fantôma para medir doses de irradiação externa. Exemplos de fantômas usados em irradiação externa incluem o fantôma RANDO e o fantôma ATOM pelo CIRS. O fantôma ATOM contém fatias de tecido equivalente que tem mapas anatômicos e cavidades para medições de dose em órgãos [104].



Figura 2.6: Fantôma RANDO [11]

O primeiro fantôma físico foi desenvolvido por "Alderson Research Laboratories" com objetivo de medir com precisão as doses de fontes externas de radiação e foi designado por fantôma "RANDO". Este fantôma continha esqueletos, cavidades corporais e pulmões artificiais, com cortes que permitiam avaliar as distribuições de dose de radiação [78].

O mais antigo tipo de fantôma RANDO representa um dos mais amplamente utilizados em simuladores de dosimetria anatómica e é projetado com orifícios perfurados de 2,5–6 mm de diâmetro para inserção de detetores [104].

Materiais equivalentes de tecido são projetados como substitutos para tecidos humanos reais para permitir simulações com maior precisão a atenuação e dispersão da radiação com resistência a rápida degradação por exposições.

Os materiais que podem ser usados como equivalente de tecido tem em conta as propriedades físicas que incluem: a densidade física (ρ), o número atômico efetivo (Z_{eff}), coeficiente de atenuação mássico e a densidade eletrônica (ρ_e) do material. A densidade eletrônica fornece informação mais detalhada sobre

o comportamento do material num campo de radiação [85]. Por exemplo os números atômicos efetivos de tecido e água são 7,22 e 7,42, respetivamente [25].

Tecido	$\mu[g/cm^3]$	Z_{ref}	Material equivalente	$\mu[g/cm^3]$	Z_{ref}
Músculo	1.04	7.71	Poliestireno	1.05	6.00
Gordura	0.95	6.63	Polietileno	0.94	5.95
Osso	1.92	11.18	Politetrafluoroetileno	2.00	8.31
Pulmão	0.26	7.80	Poliuretano	0.28	6.94

Tabela 2.3: Propriedades físicas de alguns tecidos do corpo humano e respetivos materiais equivalentes [46]

2.7 Detetores

Dosímetro de radiação é definido como qualquer dispositivo que seja capaz de fornecer uma leitura que é uma medida equivalente à dose depositada no volume sensível do dosímetro por radiação ionizante.

Os detetores de radiação usados na dosimetria de campo de fótons podem ser classificados em dois grupos, detetores ativos e passivos.

Um detetor de radiação ativo mede a exposição a radiação e é capaz de fornecer dados instantâneos e leitura em tempo real. Normalmente, os detetores ativos requerem uma conexão com fio a um display, como um eletrômetro, para leitura. A câmara de ionização é um exemplo de detetor de radiação ativo.

Qualquer fantôma de dosimetria deve conter pelo menos um dosímetro para medir a dose dentro do fantôma. Existem vários dosímetros possíveis que podem ser usados neste caso e cada um possui uma série de vantagens e desvantagens. [85]

2.7.1 Câmaras de ionização

O detetor de ionização é uma câmara cheia de ar na qual um campo elétrico é formado pela aplicação de uma tensão de polarização em dois elétrodos para coletar todas as cargas libertadas pela ionização do ar contido na câmara. O campo elétrico é suficiente para coletar quase todas as cargas que atingem os elétrodos [25].

As câmaras de ionização vêm em várias formas e tamanhos, dependendo dos requisitos específicos, mas geralmente todos eles têm as seguintes propriedades [74]:

Uma câmara de ionização é basicamente uma cavidade cheia de gás cercada por uma parede externa condutora e tendo um eletrodo coletor central. A parede e o eletrodo de coleta são separados por um alto isolador de qualidade para reduzir a corrente de fuga quando uma tensão de polarização é aplicada à câmara.

Um eletrodo de proteção é geralmente fornecido na câmara para reduzir ainda mais vazamento da câmara. O eletrodo de proteção intercepta a corrente de fuga e permite que ele flua para o solo, ignorando o eletrodo de coleta. Isso também garante melhor uniformidade de campo no volume ativo ou sensível da câmara, com vantagens resultantes na coleta de carga.

As medições com câmaras de ionização ao ar livre requerem temperatura e correção de pressão para levar em conta a mudança na massa de ar no volume da câmara, que muda com a temperatura ambiente e pressão.

A câmara de ionização cilíndrica mais popular é a câmara de 0,6 cm³ projetada por Farmer e originalmente fabricado pela Baldwin, mas agora disponível de vários fornecedores, para calibração de feixe em dosimetria de radioterapia [74].

As câmaras cilíndricas são produzidas por diversos fabricantes, com volumes ativos entre 0,1 e 1,0 cm³. Normalmente têm um comprimento interno não maior que 25 mm e um diâmetro interno não maior que 7 mm [74].

Uma câmara de ionização de placas paralelas consiste em duas paredes planas, uma servindo como uma janela de entrada e eletrodo polarizador e a outra como a parte de trás da parede e eletrodo coletor, bem como um sistema de anel de guarda. A parede traseira é, geralmente, um bloco de plástico condutor ou um material não condutor (geralmente Perspex ou Poliestireno) com uma fina camada condutora de grafite formando o eletrodo de coleta e o sistema de anel de proteção na parte superior [74].

A separação dos eletrodos no detetor de placas paralelas é da ordem de 1 cm e os eletrodos são paralelos uns aos outros. As câmaras de placas paralelas são recomendadas para dosimetria de feixes de elétrons com energias abaixo de 10 MeV. Também são usadas para dosagem de superfície e medições de dose a profundidade na região de *buildup* de feixes de fótons de megavoltagem [74].

Tanto as câmaras de ionização cilíndricas como as paralelas são recomendadas como instrumentos de referência para a calibração de feixes de raios gama ⁶⁰Co.

2.7.2 Filmes Radiocrômicos

A emulsão num dosímetro de filme absorve diretamente a radiação ionizante e pode ser correlacionada a densidade ótica do filme [25].

As vantagens da dosimetria de filmes radiocrômicos incluem: a facilidade de uso, eliminação da necessidade de instalações de câmara escura, independência da taxa de dose relativa a insensibilidade às condições ambientais (não são totalmente insensíveis às condições de humidade, temperatura e luz solar). Filmes radiocrômicos são geralmente menos sensíveis do que os filmes radiográficos e são úteis em doses mais elevadas, embora a não linearidade da resposta à dose deve ser corrigida na região de dose superior [74].

As câmaras de ionização são os detetores mais usados em dosimetria absoluta e os dosímetros de filmes em dosimetria relativa. A descrição completa dos filmes radiocrômicos será apresentada no capítulo 5.

2.7.3 Dosímetros de estado sólido (TLD e OSL)

Quando os materiais termoluminescentes absorvem a dose da radiação ionizante, parte da energia é armazenada em centros de aprisionamento dentro da estrutura do cristal. Esta energia armazenada é então libertada na forma de luz por aquecer o material a uma temperatura elevada. A luz é medida por um fotomultiplicador e pode ser relacionado à dose absorvida [41].

Os TLDs mais usados em aplicações médicas são LiF:Mg, Ti, Cu, P e Li₂B₄O₇:Mn, devido à sua

equivalência ao tecido.

A dosimetria de estado sólido é uma metodologia relativa que requer procedimentos de calibração padronizados. Deve-se ter cuidado se os dosímetros TLD ou OSL são usados em campos de radiação que diferem das condições de calibração [25].

Sistemas de luminescência opticamente estimulados (Optically stimulated luminescence [OSL]) são baseados num princípio semelhante ao dosímetro de termoluminescência (TLD). Em vez de calor, a luz dum laser é usada para libertar a energia na forma de luminescência [74].

OSL é um dosímetro termoluminescente estimulado por fibra óptica e consiste num pequeno *chip* (1mm^3) de óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) acoplado a uma fibra ótica longa, um laser, um divisor de feixe e um colimador, e um *software* [74].

O dosímetro de fibra ótica exhibe alta sensibilidade numa ampla faixa de taxas de dose. Não é muito usado atualmente, mas revela ser útil em radioterapia externa [74].

2.7.4 Dosímetros semicondutores (Díodos e MOSFETs)

A dependência angular de detetores de semicondutores é comparável a câmaras de ionização de placas paralelas. No entanto, detetores de semicondutores são sensíveis ao seu posicionamento no campo de raios-X [25].

Quando um detetor de semicondutor é usado para medições de dose numa superfície de um fantoma (ou paciente), a radiação de retrodispersão e de dispersão lateral podem não contribuir significativamente para a leitura do dosímetro, devido à presença de placas de apoio. A resposta do detetor de semicondutor não depende da temperatura ou pressão [25].

Díodos

Os díodos são muito eficientes para medições de PDD do feixe de eletrões. Quando colocados com o centro do volume sensível no local da profundidade apropriada, a leitura não requer nenhuma correção [85].

MOSFET

Transístor de efeito de campo semicondutor de óxido metálico (Metal oxide semiconductor field effect transistor [MOSFET]), é um transístor de silício em miniatura. A sua estrutura é equivalente a um capacitor planar com um dos elétrodos substituído por um semicondutor [25].

MOSFET, possui excelente resolução espacial e oferece muito pouca atenuação do feixe devido ao seu tamanho pequeno sendo baseados na medição de limiar de tensão, que é uma função linear da dose absorvida. A radiação ionizante que penetra no óxido gera carga que causa uma mudança no limiar de tensão. A dose integrada pode ser medida durante ou após a irradiação [74].

Os MOSFETs têm bastantes aplicações nas medições de doses em fantasmas ou em dosimetria *in vivo* nas áreas de radioterapia externa e braquiterapia.

2.8 Campos pequenos

Com o desenvolvimento das técnicas de radioterapia de intensidade modulada e de radioterapia estereotáxica, o estudo dos campos pequenos passou a ser de bastante interesse no campo da dosimetria.

A medição das distribuições de dose para campos pequenos tem geometrias de feixe que são bastante diferentes das condições de referência que são apresentadas nos protocolos internacionais de dosimetria.

Campo pequeno é definido como um campo com dimensões laterais menores do que o alcance lateral das partículas carregadas (elétrões) que contribuem para a deposição de dose num ponto de medição ao longo do eixo central [2, 19]. Em geral, um tamanho de campo menor que $4 \times 4 \text{ cm}^2$ é tratado como não convencional [67]. Os tamanhos de campo menores ou iguais a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ são considerados pequenos para um feixe de fótons de 6 MV. Tamanhos de campo com dimensões laterais menores que 15 mm são considerados por campos muito pequenos [20].

Os campos tradicionais da prática de radioterapia são entre $3 \times 3 \text{ cm}^2$ até ao máximo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Com o desenvolvimento das técnicas de radiocirurgia estereotáxica (SRS), radioterapia corporal estereotáxica (SBRT) para lesões cranianas e extracranianas, IMRT e VMAT, torna-se necessário o uso de campos relativamente pequenos (campos menores ou iguais a 9.0 cm^2) [8, 29, 83].

A aplicação de campos pequenos para radioterapia de pulmão por exemplo, torna o cálculo da dose e planeamento imprecisos devido a existência de desequilíbrio eletrónico e deficiências intrínsecas na maioria dos algoritmos analíticos de cálculo de dose [8].

A dosimetria de feixes de radiação em radioterapia externa é guiada por protocolos internacionais designados por códigos de prática.

O código de prática TRS 398 define o protocolo para a dosimetria em radioterapia externa para determinação de dose absorvida baseado em padrões de dose absorvida na água em condições de referência. O tamanho de campo de referência usado no protocolo do relatório TRS 398 é o $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

O uso de MLCs facilitou o uso de campos pequenos em processos de tratamento. Isso aumentou a incerteza da dosimetria clínica e enfraqueceu a sua rastreabilidade para dosimetria de referência com base em códigos de prática convencionais [67].

Existem vários desafios na dosimetria de campos pequenos, que incluem o efeito de cálculo da média do volume do detetor, falta de equilíbrio de partículas carregadas, o efeito da oclusão parcial da fonte de radiação, determinação do tamanho do campo, alinhamento do feixe e impossibilidade de usar um dosímetro de referência [67, 69].

O estudo feito em 2008 por R. Alfonso, et.al, [2], demonstrou discrepâncias de mais de 10% ao medir a dose absorvida por um tamanho de campo pequeno em comparação com o tamanho de campo de referência ($10 \times 10 \text{ cm}^2$).

Devido a vários erros em campos pequenos (apresentados nos parágrafos anteriores), a Agência Internacional de Energia Atômica publicou novo relatório de prática adequado para campos pequenos. Este código foi publicado em relatório TRS 483.

2.8.1 A física dos campos pequenos

O relatório TRS 483 apresenta três condições físicas que devem ser consideradas para que um campo de fótons seja definido como pequeno:

- (a) O tamanho do campo não é grande o suficiente para fornecer equilíbrio lateral das partículas carregadas (LCPE) na posição de medição (ou no eixo do feixe);
- (b) Há oclusão parcial da fonte primária de fótons pelos dispositivos de colimação no eixo do feixe;
- (c) O tamanho do detetor é semelhante ou grande em comparação com as dimensões do feixe.

As duas primeiras características estão relacionadas com o feixe, enquanto a terceira está relacionada com o detetor para um determinado tamanho de campo. Todas as condições resultam em sobreposição entre a penumbra do campo e o volume do detetor.

A primeira condição física, refere-se a um parâmetro prático que determina quantitativamente quando os tamanhos de campo são pequenos. Este parâmetro é a faixa de equilíbrio lateral das partículas carregadas, definida como o raio mínimo de um campo de fótons circular para o qual o kerma de colisão na água e dose absorvida na água são iguais no centro do campo [67].

O equilíbrio lateral das partículas carregadas é perdido porque o tamanho do campo torna-se pequeno em comparação com o alcance dos eletrões que depositam dose [20].

A segunda condição ocorre quando o dispositivo de colimação obstrui parte da fonte do feixe direto, visto do ponto de medição [5]. Um campo pequeno criado por colimação que protege parte da fonte primária de fótons produzirá uma saída de feixe (output) inferior no eixo do feixe em comparação com os tamanhos de campo onde a fonte não está parcialmente bloqueada.

A perda de LCPE e o efeito de oclusão da fonte primária de fótons são responsáveis por uma queda acentuada no output do feixe com a diminuição do tamanho do campo [67].

A terceira condição que caracteriza um campo pequeno é o tamanho do detetor em relação ao tamanho do campo de radiação. Um detetor produz um sinal que é proporcional a dose média absorvida sobre seu volume sensível e esse sinal é afetado pela homogeneidade da dose absorvida sobre o seu volume de detecção.

O rLCPE (em cm) é calculado em função do índice de qualidade do feixe de fótons convencional $TPR_{20,10}(10)$, e é dado por [67]:

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10} - 4.382 \quad (2.30)$$

Quando o índice de qualidade do feixe $\%dd(10,10)_x$ é usado, o rLCPE pode ser calculado usando uma relação aproximada entre $\%dd(10,10)$ e $TPR_{20,10}$:

$$r_{LCPE} = 77.97 \times 10^{-3} \times \%dd(10,10)_x - 4.112 \quad (2.31)$$

2.8.2 Detetores em campos pequenos

Os detetores usados para dosimetria em campos grandes não têm um bom desempenho em campos pequenos até que o contrário seja comprovado por sua caracterização adequada especificamente para uso em campos pequenos. Por exemplo, a média de volume e perturbações substanciais na ausência de LCPE comprometem o uso das câmaras de ionização para dosimetria de campos pequenos [67].

As propriedades necessárias de um detetor desejado são: alta resolução espacial, alto sinal (baixo ruído), baixa dependência energética, baixa dependência direcional, equivalência a água, alta estabilidade e fácil de usar clinicamente [19, 67, 69].

Como não existe um detetor ideal para campos pequenos, porque nenhum detetor tem todas as propriedades desejadas, o código de prática TRS 483 [67] recomenda o uso de dois ou três tipos diferentes de detetores adequados para uma medição específica, de modo que a redundância nos resultados possa fornecer mais confiança e garantia de que nenhum erro significativo de dosimetria seja cometido.

Os principais detetores que podem ser usados em campos pequenos incluem câmaras de ionização, díodos de silício, detetores de diamante, cintiladores plásticos e orgânicos, filmes radiocrômicos, transístores MOSFETs, dosímetros termoluminescentes (TLDs), detetores de luminescência opticamente estimulados (OSLDs), hastes de vidro de radiofotoluminescência e alanina [67, 69].

Câmaras de ionização

As câmaras de ionização tradicionais de volume 0.3 - 0.6cm³ não são adequadas para dosimetria de campo pequeno, devido a grandes perturbações e média de volume que leva a subestimação da dose de radiação no ponto de medição ao longo do eixo central do feixe [67].

As câmaras de ionização Mini e PinPoint de pequeno volume mostram uma resposta estável para tamanho de campo até 2 × 2 cm², mas abaixo disso também mostram correções inaceitáveis para a média de volume [67].

As micro-câmaras de volume 0.002 - 0.01cm³, mostram resultados promissores em campos pequenos e muito pequenos, mas são limitadas por sua baixa sensibilidade [67].

Díodos

Os díodos de silício geralmente têm um volume sensível pequeno o suficiente (normalmente < 0.2 mm³) para que os efeitos da média do volume sejam pequenos. Têm leitura em tempo real e alta resolução espacial [67]. São adequados para dosimetria de campos pequenos. As suas desvantagens estão relacionadas com a dependência vs a taxa de dose, direção [69] e dependência angular [67]. Aconselha-se a serem usados numa orientação com seu eixo simétrico paralelo ao eixo central do feixe devido a dependência direcional [19].

Detetores de Diamante

Os detetores de diamante são pequenos numa dimensão ($< 0,5$ mm) e exibem alta sensibilidade numa resposta quase independente da energia devido à relação relativamente constante entre o *stopping power* e os coeficientes de absorção de energia de massa do diamante para a água [19, 67].

Eles têm resposta direcional uniforme (independentes) e alta resposta de dose. Não são necessárias muitas correções devido a equivalência da sua densidade com o tecido humano.

Cintiladores de plástico e orgânicos

Os detetores cintiladores plásticos e orgânicos baseiam-se na produção de luz no cintilador durante a sua irradiação. A luz é transportada por uma fibra ótica para um tubo fotomultiplicador localizado fora da sala de irradiação [67].

Eles têm um volume pequeno, altamente sensível, e uma boa estabilidade, tornando-os superiores a outros detetores [67]. Os cintiladores de plástico requerem correções muito pequenas devido à sua densidade quase equivalente ao tecido e encontraram correspondência com os resultados de simulações de Monte Carlo [19].

Os cintiladores são quase independentes de energia. A principal complicação no seu uso é a correção da luz gerada na fibra ótica [67].

Filmes Radiocrómicos

Os filmes radiocrómicos não são sensíveis à luz da sala e não requerem uma câmara escura para o seu processamento, são sensíveis a radiação ultravioleta. Para feixes de megavoltagem, os filmes radiocrómicos são quase equivalentes ao tecido e mostram pouca dependência energética [67]. Além disso, vários estudos mostraram uma resposta muito estável e resolução mais alta que outros detetores. Mais detalhes sobre a dosimetria dos filmes radiocrómicos no capítulo cinco.

Os filmes radiocrómicos podem ser usados em campos pequenos para medir as características do feixe, como fatores de output, percentagem de dose em profundidade, proporção máxima de tecido (TMR) e perfis de dose em campos colimados com mandíbulas [61].

Uma das desvantagens do filme é o seu processo de leitura que, de acordo com o fabricante, é necessário esperar até aproximadamente 48h após a exposição para garantir o desenvolvimento de cores completas [69]. Outro aspeto é relacionado a necessidade das curvas de calibração para determinação das doses.

Outros detetores

Outros detetores: MOSFETs, TLDs, OSLDs, dosímetros de vidro radiofotoluminescente (RPL), alanina [67]:

Devido ao seu pequeno tamanho, os MOSFETs possuem alta resolução espacial. Mas estes exibem dependência energética e direcional, relação sinal/ruído pobre e reprodutibilidade inadequada e têm uma vida útil bastante curta. Em geral, a literatura não apoia o seu uso para dosimetria de campos pequenos.

Os TLDs estão bem estabelecidos para medição da dose absorvida em dosimetria in vivo. Os mais usados em aplicações médicas são LiF: Mg, Ti, LiF: Mg, Cu, P e Li₂B₄O₇: Mn, devido a sua equivalência de tecido.

Os dosímetros de vidro radiofotoluminescente (RPL) são dosímetros de estado sólido do tipo acumulação que utilizam o fenómeno da radiofotoluminescência para medir a dose absorvida. O material usado é o vidro de fosfato ativado com prata. Os dosímetros têm a forma de pequenas varetas de vidro (por exemplo, diâmetro de 1,5 mm, comprimento de 8–12 mm). Quando o vidro de fosfato ativado por prata é exposto à radiação, centros de luminescência estáveis são criados em iões de prata.

A alanina é frequentemente citada como um dosímetro adequado porque é quase equivalente a água, mas o seu problema na dosimetria é a sua sensibilidade comparativamente baixa, exigindo doses absorvidas maiores que 10Gy para obter uma reprodutibilidade menor que 0,5%. No entanto, a vantagem da alanina é que os seus coeficientes de densidade e interação macroscópica são próximos aos da água, de modo que a única perturbação substancial é o efeito da média de volume, que pode ser calculado a partir de perfis de feixes medidos.

2.8.3 Fatores de output de campo

Para uma caracterização dosimétrica completa de campos pequenos para uso clínico, são necessários para além da calibração do feixe sob condições de referência, a determinação de fatores de output do campo, PDD, TPR, TMR e perfis transversais ao eixo central do feixe (OAR) [67].

Um fator de output de campo é definido como a razão entre a dose absorvida pela água em qualquer campo que não é de referência e um campo de referência numa determinada profundidade [67].

Mais detalhes sobre fatores de output serão apresentados mais à frente, no capítulo seis.

2.8.4 Média de volume

O TRS 483 define o fator de correção da média do volume $((K_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}})$ como a razão da dose absorvida para a água no ponto de referência no fantôma de água na ausência do detetor e a dose média absorvida para a água sobre o volume sensível do detetor. Pode ser derivado de uma integração da distribuição de dose 3D no fantôma de água sobre o volume do detetor.

A equação genérica para calcular o fator de correção da média do volume é [67]:

$$(K_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}} = \frac{\int \int_A w(x,y) dx dy}{\int \int_A w(x,y) OAR(x,y) dx dy} \quad (2.32)$$

Onde x e y são as coordenadas nos eixos ortogonais ao eixo central do feixe, A é a área da projeção do volume sensível da câmara em um plano ortogonal ao eixo do feixe, $OAR(x, y)$ é a razão *off-axis ratio*, que é o perfil transversal ao eixo central do feixe na profundidade de medição, e $w(x, y)$ é uma função de ponderação que representa a extensão da cavidade de ar da câmara de ionização ao longo do eixo do feixe (z) em função das coordenadas laterais do feixe (x e y).

2.9 Radiobiologia

Radiobiologia, é uma área das ciências médicas que se ocupa do estudo da ação das radiações ionizantes em tecidos biológicos e organismos vivos. É uma combinação de duas disciplinas: física das radiações e biologia [75].

A absorção de energia da radiação em material biológico pode levar a excitação ou ionização. Estas situações desencadeiam o início de vários eventos que resultam em mudanças biológicas dos tecidos irradiados [73].

Excitação ocorre quando um eletrão de um átomo ou molécula salta para um nível de energia mais alto sem expulsão real do eletrão. Mas se a radiação tem energia suficiente para arrancar um ou mais eletrões orbitais, o processo é chamado de ionização [33].

A radiação ionizante é classificada em: diretamente ou indiretamente ionizante.

Na ação direta, um eletrão secundário resultante da absorção de um fóton de raio-X interage com o DNA para produzir um efeito. Na ação indireta, o eletrão secundário interage com uma molécula de água para produzir um radical hidroxila (OH^-), que por sua vez produz danos ao DNA. Esta ação pode ser descrita pela seguinte equação [33]:



H_2O^+ é um radical iónico eletricamente carregado por ter perdido um eletrão (radical livre). Este radical por sua vez, reage com outra molécula de água formando o radical hidroxila (OH^-) que é altamente reativo:



As radiações X e gama são indiretamente ionizantes. Elas não produzem danos químicos e biológicos, mas quando são absorvidos pelo material por onde passam, depositam a sua energia para produzir partículas carregadas de movimento rápido que, por sua vez, são capazes de produzir danos.

As células propagam-se através da divisão: a divisão das células somáticas é chamada mitose, enquanto que a divisão das células germinativas é chamada de meiose. Quando uma célula somática se divide, duas células são produzidas, cada uma carregando um complemento cromossómico idêntico ao da célula original [75].

O ciclo celular corresponde ao conjunto de alterações que decorrem numa célula desde o período da sua formação como entidade independente até à sua própria divisão [74].

As fases do ciclo celular são: a fase G1 (gap) onde ocorre a síntese das enzimas envolvidas na replicação do ADN; a fase S de síntese do ADN em que a célula gera uma cópia integral do material genético e a fase G2, antes de entrar na mitose (M) [62].

A radiosensibilidade celular varia no decorrer do ciclo celular. Em geral, as células são mais radiosensíveis durante o ciclo celular nas fases M e G2, e a maioria resistente na fase S [11].

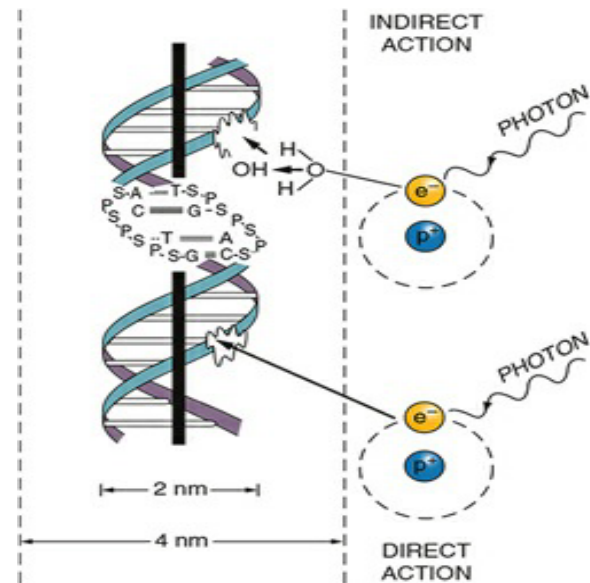


Figura 2.7: Ações diretas e indiretas da radiação sobre o DNA [33]

As curvas de dose-resposta descrevem a relação entre a dose e a resposta radiobiológica do tecido, seja tumor ou tecido normal [93].

2.10 Interação da radiação com a matéria

A passagem da radiação eletromagnética através do tecido se caracteriza por absorção ou difusão. A intensidade da radiação dentro de tecidos biológicos é atenuada exponencialmente.

$$I = I_0 e^{-\mu l} \quad (2.35)$$

I = intensidade do feixe de radiação de saída, I_0 = intensidade do feixe de radiação de entrada, μ = Coeficiente de atenuação linear [cm^{-1}] e é dependente de material, l = espessura do tecido

Existem cinco mecanismos de interação de fótons com a matéria que resultam na transferência de energia para os elétrons da matéria ou tecido e na atenuação da intensidade do feixe de fótons. Esses mecanismos são: absorção fotoelétrica, difusão de Compton (difusão incoerente), produção de pares, difusão coerente e fotodesintegração. Os três primeiros mecanismos são os principais e são descritos a seguir [12].

2.10.1 Absorção Fotoelétrica

A absorção fotoelétrica também chamada de efeito fotoelétrico, constitui o mais importante efeito da interação de fótons de baixa energia com a matéria. A faixa de energias para esta ocorrência é desde 0 até 0.5 MeV [54]. Este efeito é importante na dosimetria, diagnóstico por imagem e na radioterapia de baixas energias.

Este efeito ocorre quando um elétron ligado a camada K, L, ou M de um átomo é arrancado após interação com um fóton. Após a colisão, o fóton incidente é completamente absorvido e o elétron arrancado emerge com energia $E_\gamma - E_s$; onde E_s é a energia de ligação da camada onde o elétron foi arrancado,

E_γ é a energia do fóton ($E_\gamma = h\nu$)

$$E_\gamma = E_s + \frac{mv^2}{2} \quad (2.36)$$

m e v = massa e velocidade do fotoeletrão

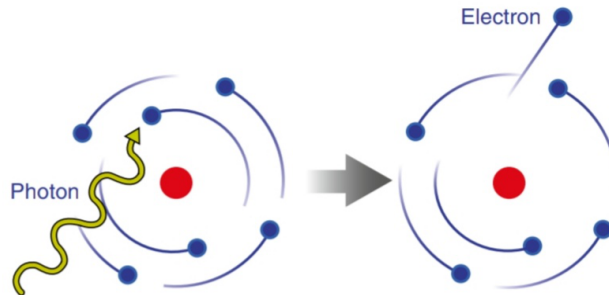


Figura 2.8: Absorção fotoelétrica [81]

2.10.2 Difusão Compton

Na difusão Compton, um fóton atinge um elétron livre estacionário (pouco ligado) de um átomo que é chamado de elétron-alvo. Após a colisão, o elétron é arrancado e o fóton se dispersa com energia reduzida e comprimento de onda mais longo em uma direção diferente da original [6].

O efeito Compton ocorre predominantemente na faixa de energias de 0,5 MeV– 10 MeV [6]. Este efeito tem especial importância na radioterapia porque muitos dos planos de tratamento por feixe de fótons são realizados nesta faixa de energia [54]. Devido a mudança na energia do fóton incidente, este processo é chamado de processo de difusão inelástica.

$$E_\gamma + E_e^- = E'_\gamma + E_e^{-'} \quad (2.37)$$

E_γ é a energia do fóton incidente, E'_γ é a energia do fóton difundido e E_e^- energia do elétron arrancado do átomo (elétron de recuo).

2.10.3 Produção de Pares

A produção de pares ocorre quando a energia do fóton é pelo menos duas vezes a massa de repouso do elétron atômico. O fóton sofre uma forte ação do campo nas proximidades do núcleo e é convertido num par de elétron-positrão (e^- e e^+) [60].

O limiar de energia para esta ocorrência é 1.022 MeV, mas o efeito de produção de pares é mais significativo para energias acima de 10 MeV [54, 74].

$$E_\gamma - 1.024 \text{ MeV} = E_e^- + E_e^+ \quad (2.38)$$

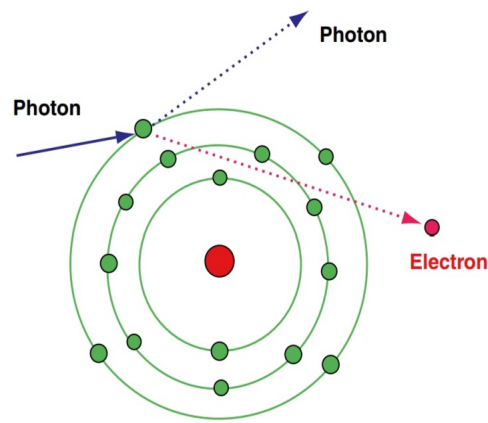


Figura 2.9: Difusão Compton [81]

E_γ é a energia do fóton, e $E_e^- + E_e^+$ são as energias cinéticas do elétron e positrão respetivamente.

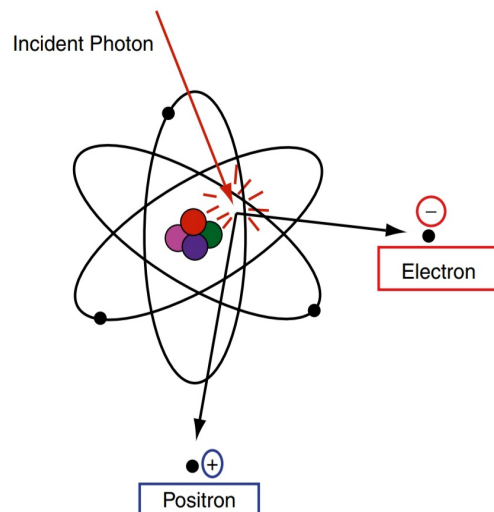


Figura 2.10: Produção de pares [81]

2.10.4 Interação de eletrões

Conforme os eletrões viajam através dum meio, eles interagem com os átomos por uma variedade de interações da força de Coulomb [97]. Existem, basicamente, três mecanismos de interação importantes para os eletrões com energias que variam de algumas centenas de eletrões volts (eV) até 50 MeV: Primeiro, colisões com ligações atómicas (difusão); em segundo lugar, perdas Bremsstrahlung ou radioativas; e em terceiro, difusão elástica [55].

A perda gradual de energia das partículas carregadas à medida que penetram num meio, é descrita pelo parâmetro denominado por poder de paragem ou "*stopping power*". O poder de paragem depende das propriedades da partícula carregada como a sua massa, carga, velocidade e energia. Depende também das propriedades do meio como a densidade e o número atómico [60].

As colisões do eletrão incidente com um eletrão orbital ou o núcleo dum átomo podem ser

elásticas ou inelásticas [75].

Nas colisões elásticas, o poder de paragem resulta da interação do eletrão com eletrões orbitais do meio e este é desviado do seu caminho original, mas sem perda de energia.

Por outro lado, nas inelásticas o poder de paragem resulta da interação das partículas carregadas com os núcleos do meio e o eletrão é desviado do seu caminho original e há transferência de energia para o eletrão orbital ou emitida na forma de radiação ou Bremsstrahlung (poder de paragem radioativo) [74].

As perdas inelásticas de energia por um eletrão movendo-se através de um meio com densidade ρ são descritas pelo poder de paragem total $(\frac{S}{\rho})_{total}$, que representa a perda de energia cinética E_K pelo eletrão por unidade de comprimento (x) [75]:

$$(\frac{S}{\rho})_{total} = \frac{1}{\rho} (\frac{dE_K}{dx})(MeV.cm^2/g) \quad (2.39)$$

$(\frac{S}{\rho})_{total}$ consiste em dois componentes: poder de paragem de colisão $(\frac{S}{\rho})_{col}$, resultante de interações com o eletrão-orbital (excitações atómicas e ionizações), e o poder de paragem radioativo $(\frac{S}{\rho})_{rad}$, resultante de interações eletrão-núcleo (Bremsstrahlung):

$$(\frac{S}{\rho})_{total} = (\frac{S}{\rho})_{col} + (\frac{S}{\rho})_{rad} \quad (2.40)$$

$(\frac{S}{\rho})_{rad}$ tem um papel importante na dosimetria da radiação, uma vez que a dose D em um meio pode ser expressa como:

$$D = \phi (\frac{S}{\rho})_{rad} \quad (2.41)$$

Onde ϕ é a fluência de eletrões.

O alcance dos eletrões é a distância que as partículas carregadas percorrem até parar. As partículas carregadas diminuem continuamente até que a energia é completamente perdida. Esta diminuição é denominada de desaceleração contínua do intervalo de aproximação ou "*Continuous slowing down approximation range*"(CSDA).

$(\frac{S}{\rho})_{tot}$ é usado no cálculo do alcance dos eletrões ou "range"(R), onde E_{ki} é a energia cinética inicial do eletrão:

$$R = \int_0^{E_{ki}} \frac{1}{(\frac{S}{\rho}(E_k))_{tot}} dE_k \quad (2.42)$$

2.11 Controlo da Qualidade

Em radioterapia, a garantia da qualidade refere-se a todos os procedimentos que garantem consistência da prescrição médica e cumprimento seguro dessa prescrição, no que diz respeito à dose para

o volume alvo, com minimização da dose para o tecido normal do paciente e exposição mínima dos profissionais [74].

Várias organizações internacionais trabalham e publicam recomendações sobre os padrões e critérios de qualidade que devem ser adotados para aceitação de medidas feitas em controlo da qualidade.

O Task Group 142 (TG 142) apresenta tabelas detalhadas sobre os testes a serem realizados no controlo de qualidade, sua periodicidade bem como os desvios aceitáveis. Segundo este relatório, o controlo da qualidade consiste de três tipos de testes: Dosimétricos, mecânicos e de segurança. A tabela 2.4 apresenta a maioria dos testes diários, mensais e anuais que devem ser realizados, bem como as suas tolerâncias.

TESTES DIÁRIOS

Procedimentos	Tolerâncias para IMRTs
Dosimétricos	
Constância de output do feixe de fotões (para todas energias)	3%
Constância de output do feixe de eletrões (semanalmente)	3%
Mecânicos	
Localização de lasers	1.5mm
Indicador de distância (ODI) @ iso	2mm
Indicador de tamanho do colimador	2mm

TESTES MENSAIS

Dosimétricos	
Constância de output do feixe de fotões	2%
Constância de output do feixe de eletrões	2%
Constância do perfil de fotões	1%
Constância do perfil de eletrões	1%
Constância de energia do feixe de eletrões	2%/ 2mm
Mecânicos	
Coincidência de campo	2mm ou 1% de cada lado
Indicadores de ângulo de gantry / colimador	1º
Indicador de posição da mesa de tratamentos	2mm/ 1º
Indicador de posição das jaws (simétricos)	2mm
Precisão de posicionamento de cunhas	2mm
Precisão de posicionamento de compensador	1mm
Posicionamento dos lasers	$\pm 1mm$

TESTES ANUAIS

Dosimétricos

Constância de output do feixe de fótons	$\pm 2\%$ da linha de base
Constância de output do feixe de eletrões	2%
Mudança de homogeneidade (flatness) de fótons da linha de base	1%
Mudança de simetria de fótons da linha de base	$\pm 1\%$
Mudança de homogeneidade (flatness) de eletrões da linha de base	1%
Mudança de simetria de eletrões da linha de base	$\pm 1\%$
Calibração de output de fótons / eletrões	1% (absoluta)
Verificação pontual da dependência de tamanho do campo	2% campo $< 4 \times 4 \text{ cm}^2$, 1% campo $> 4 \times 4 \text{ cm}^2$
Fatores de output de fótons	$\pm 2\%$
Fatores de output para aplicadores de eletrões	$\pm 2\%$ da linha de base
Qualidade de feixe de fótons	$\pm 1\%$ da linha de base
Qualidade do feixe de eletrões (R50)	$\pm 1 \text{ mm}$
Linearidade da unidade de monitor de fótons (constância de output)	$\pm 5\% (24 \text{ MU}), \pm \% \leq 5 \text{ MU}$
Linearidade da unidade de monitor de eletrões (constância de output)	$\pm 2\% (2-4 \text{ MU}) \leq 5 \text{ MU}$
Constância de saída de fótons vs taxa de dose	$\pm 2\%$ da linha de base
Constância de output de fótons vs ângulo da gantry	$\pm 1\%$ da linha de base
Constância de output de eletrões vs ângulo da gantry	$\pm 1\%$ da linha de base

Mecânicos

Coincidência de campo	2mm ou 1% de cada lado
Indicadores de ângulo de gantry / colimador	1°
Indicador de posição da mesa de tratamentos	2mm/ 1°

Tabela 2.4: Testes de controlo da qualidade [94]

Capítulo 3

Verificação de estabilidade das câmaras de ionização

As câmaras de ionização constituem instrumentos importantes em dosimetria na determinação de doses absorvidas.

Devido à sua fragilidade, a verificação da estabilidade das câmaras de ionização é indispensável para garantir que estas estejam sempre em condições aceitáveis de uso na prática hospitalar em radioterapia.

Este relatório apresenta resultados da verificação de estabilidade de duas câmaras de ionização do tipo PTW-Farmer e PTW-PinPoint disponíveis no serviço de radioterapia do Instituto Português de Oncologia do Porto.

A verificação de estabilidade das câmaras de ionização é realizada por meio de uma série de medidas, que consistem na comparação de medidas da câmara em relação ao valor de referência no eletrómetro.

A câmara de ionização deve ter um alto grau de estabilidade. De acordo com recomendações internacionais, qualquer variação na resposta da câmara não deve ser maior que $\pm 1,5\%$ [43].

As calibrações dos instrumentos como as câmaras de ionização e eletrómetros são feitas em laboratórios secundários de dosimetria, chamados de "Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs)". Para este relatório, as calibrações foram feitas para um sistema composto de uma câmara de ionização mais um eletrómetro e seus respectivos cabos.

É recomendado que as câmaras sejam enviadas ao laboratório de calibração em intervalos de 2 em 2 anos, ou ainda quando o usuário suspeitar alguma anomalia do equipamento [59]. As medições de estabilidade das câmaras de ionização são necessárias sempre pelo usuário antes e depois da calibração para garantir que a resposta da câmara não seja afetada pelo transporte.

Na calibração das câmaras de ionização supõe-se que a dose absorvida na água (D_w) é conhecida a uma profundidade de 5 gcm^2 em um fantôma de água para raios gama ^{60}Co . A câmara é colocada com o seu ponto de referência em uma profundidade de 5 gcm^2 num fantôma de água e seu fator de calibração $N_{D,w}$ é obtido a partir da equação [59]:

$$N_{D,W} = \frac{D_w}{M} \quad (3.1)$$

onde M é a leitura do dosímetro corrigida para grandezas de influência, a fim de corresponder as condições de referência para as quais o fator de calibração é válido.

O fator de calibração para uma câmara de ionização é válido apenas para as condições de referência aplicadas para a calibração. Qualquer desvio das condições de referência deve ser corrigido usando fatores apropriados.

As principais condições referenciais de influência incluem os fatores de correção de pressão, temperatura, humidade, calibração do eletrómetro e efeito de polarização [59].

3.1 Materiais e Métodos

Foram usadas duas câmaras de ionização PTW do modelo FARMER e PinPoint com polarização de 400V junto com um eletrómetro também PTW do modelo Unidos E. A fonte de ^{90}Sr , um termómetro digital e um barómetro também foram usados.

Um Cabo de 20m de comprimento foi usado para conectar a câmara de ionização ao eletrómetro e um aplicador de marca PTW Semiflex do tipo T48002 também foi usado.

Foi também usado um temporizador para controlar o tempo de integração do eletrómetro de medição com o feixe ligado.

3.1.1 Detetores

3.1.2 Câmaras de Ionização

Foram usadas duas câmaras de ionização de marca PTW sendo uma do modelo Farmer 4498 do tipo TM30013 e outra do modelo PinPoint 0587 do tipo TM31016. São constituídas por paredes de grafite com uma capa protetora de acrílico, e o elétrodo feito de Alumínio.



Figura 3.1: Câmaras de ionização do tipo Farmer à esquerda e PinPoint à direita

Detetor	Modelo	Nº Série	Volume sensível	Forma	$N_{D,w}$
PTW Farmer	TM30013	04498	0.66cm^3	cilíndrica	$5,344 \times 10^7$
PTW PinPoint	TM31016	0587	0.016cm^3	cilindrica	2.88×10^8

Tabela 3.1: Caraterísticas físicas dos detetores usados

3.1.3 Fonte de Estrôncio

A fonte de estrôncio foi usada na verificação de estabilidade das câmaras. Ela vem blindada de modo a impedir que haja fuga de radiação quando não estiver em uso.



Figura 3.2: Fontes de Estrôncio

Estrôncio-90 (^{90}Sr) é um isótopo artificial instável produzido como um subproduto da fissão de urânio com meia-vida de 28.79 anos. Ele decai emitindo um eletrão com energia máxima de 546 keV (decaimento β^-) em ítrio-90 (^{90}Y). Este último decai por meio do decaimento β^- com uma energia máxima de 2274 keV em zircónio-90 (^{90}Zr) com meia-vida de 64.1 horas. O Zircónio-90 é um isótopo estável [87, 98].

A atividade inicial do isótopo é de 33MBq. E segundo o manual de instruções do fabricante, o nível de exposição após retirar a tampa de fecho da fonte é de 100 micro Sieverts/hora.

Para a câmara Farmer, o tempo de decaimento desde a data de referência, 13/06/2019, até a data desta verificação, 09/07/2021, é de 756 dias.

O fator de decaimento da fonte é dado por:

$$\frac{A}{A_0} = e^{(\lambda t)} = e^{(-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t)} \quad (3.2)$$

Onde A e A_0 correspondem a atividade final e inicial da fonte.

λ é a constante de decaimento que é definida como $-(\frac{\ln 2}{T_{1/2}})$. A meia vida do estrôncio-90 é $T_{1/2} = 28.79$ anos = 10512 dias.

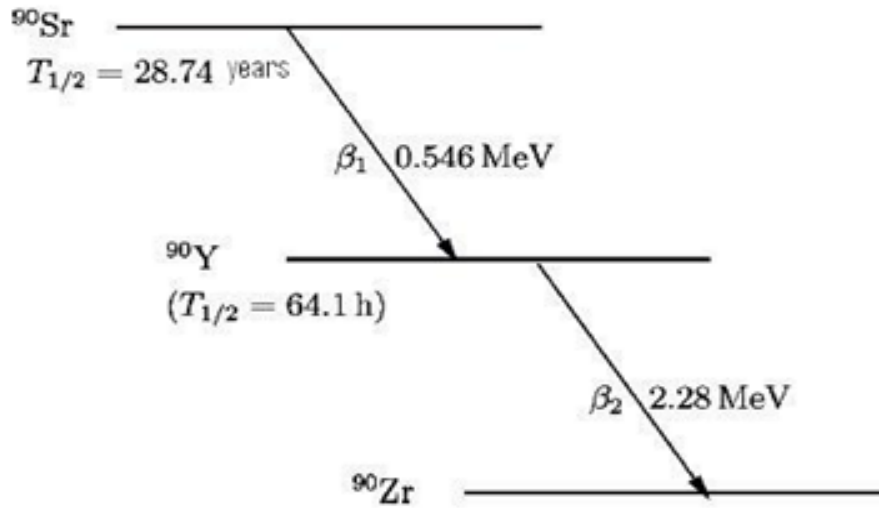


Figura 3.3: Esquema de decaimento de estrôncio-90

$$\frac{A}{A_0} = e^{\left(-\frac{0.693}{10512} 756\right)} = 0.951372475 \quad (3.3)$$

Se $A_0 = 300\text{MBq}$, passados 756 dias, a Atividade passa para:

$$A = A_0 e^{\left(-\frac{0.693}{10512} 756\right)} = 300\text{MBq} \times 0.951372475 = 285.4\text{MBq} \quad (3.4)$$

Para a câmara PinPoint, passados 758 dias desde a data de referência até a da presente verificação, a atividade passou de 300MBq para 286.3MBq com fator de decaimento de 0.9543.

O primeiro passo na verificação da estabilidade das câmaras é medir as correntes de fuga da câmara de ionização, do eletrômetro e dos cabos de conexão.

Uma alta corrente de fuga pode surgir se uma câmara for recentemente irradiada. Isso as vezes pode ser remediado desconectando a câmara do seu potencial de polarização e criar um pequeno "curto-circuito" as conexões da câmara [64].

Após a estabilização térmica e elétrica da câmara de ionização e do eletrômetro, são feitas as medidas. As primeiras medidas feitas são os testes de fuga dos instrumentos na ausência de radiação. Todos os valores das medidas de fuga são registados e posteriormente subtraídos às medidas com a presença da fonte de radiação.

É também necessário esperar um tempo de aproximadamente 10 minutos após a inserção da câmara para que ela se estabilize e alcance o equilíbrio de temperatura com a fonte de verificação [63].

O eletrômetro mede a carga ou corrente na câmara de ionização. Muitas vezes também fornece o potencial de polarização para a câmara de ionização [64].

O fator de calibração do eletrômetro k_{elec} é tratado como uma quantidade de influência e está incluído nos fatores de correção. Normalmente, o fator de calibração $N_{D,w}$ para a câmara de ionização é dado em unidades de Gy/nC e que para o k_{elec} do eletrômetro em unidades de nC/rdg [59].

Sendo que a câmara de ionização e o eletrómetro foram calibrados juntos, nenhum fator de calibração de eletrómetro foi necessário nesta verificação. Neste caso, o valor para k_{elec} é considerado igual à unidade.

3.2 Fatores de correção

Os fatores de correção usados na verificação de estabilidade das câmaras de ionização referem-se à temperatura do ar, pressão do ar e 50% de humidade relativa do ar. A corrente de ionização medida I [nA] é corrigida para a temperatura de referência 20°C e pressão 101.325 kPa. A humidade relativa do ar no laboratório de dosimetria é mantida entre 30% e 70% [89]. Neste trabalho, nenhuma correção foi aplicada para a humidade.

Como todas as câmaras recomendadas nos códigos de prática internacional são abertas ao ar ambiente, a massa de ar no volume da cavidade está sujeito a variações atmosféricas. Por isso, deve ser aplicado um fator de correção para converter a massa de ar da cavidade para as condições de referência. Este fator de correção é determinado a partir da fórmula 2.12.

A escolha do potencial de polarização e a polaridade deve seguir todas as recomendações fornecidas pelo fabricante, particularmente em relação ao potencial máximo de operação.

O efeito na leitura da câmara do uso de potenciais de polarização e de polaridade oposta para cada feixe de qualidade Q pode ser contabilizada usando um fator de correção [59]:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.5)$$

onde M_+ e M_- são as leituras do eletrómetro obtidas nas polaridades positiva e negativa, respetivamente; e M é a leitura do eletrómetro obtida com a polaridade usada rotineiramente (positiva ou negativo). As leituras M_+ e M_- devem ser feitas com cuidado, garantindo que a leitura da câmara seja estável após qualquer mudança na polaridade.

A calibração deve ser realizada no potencial de polarização rotineiro, que pode ser decidido pelo laboratório ou pelo usuário que envia a câmara. O potencial de calibração é declarado no certificado de calibração [59]. O potencial de polarização para as duas câmaras de ionização é de $\pm 400V$.

Um fator de correção k_s é aplicado quando há uma colecção incompleta de carga numa cavidade de câmara de ionização devido a recombinação de iões.

O fator de correção k_s é derivado usando o método de duas tensões. Este método assume uma dependência linear de $1/M$ em $1/V$ e usa os valores medidos das cargas coletadas M_1 e M_2 nas tensões de polarização V_1 e V_2 , respetivamente, medidas usando as mesmas condições de irradiação. V_1 é a tensão normal de operação e V_2 uma tensão inferior; a proporção V_1/V_2 deve idealmente ser igual ou maior que 3. O fator de correção de recombinação k_s na tensão normal de operação V_1 é obtida a partir da seguinte equação:

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3.6)$$

3.3 Resultados

FARMER			
Tempo(s)	F. eletrómetro(Gy)	F.eletrómetro+ cabo+ câmara(Gy)	Médias (Gy/s)
100	2×10^{-6}	-2×10^{-6}	2.828×10^{-8}
100	2×10^{-6}	0.00	3.000×10^{-8}
100	2×10^{-6}	-3×10^{-6}	4.243×10^{-8}
100	2×10^{-6}	0.00	2.000×10^{-8}
100	2×10^{-6}	-3×10^{-6}	3.606×10^{-8}
Média			1.568×10^{-8}
PINPOINT			
Tempo(s)	F. eletrómetro (Gy)	F.eletrómetro+ cabo+ câmara(Gy)	Médias(Gy/s)
100	2×10^{-6}	-9×10^{-6}	9×10^{-8}
100	3×10^{-6}	-6×10^{-6}	6×10^{-8}
100	3×10^{-6}	-9×10^{-6}	9×10^{-8}
100	2×10^{-6}	-6×10^{-6}	6×10^{-8}
100	2×10^{-6}	-6×10^{-6}	6×10^{-8}
Média			3.8×10^{-8}

Tabela 3.2: Medidas das fugas de eletrómetro, cabo e câmara de ionização

Para aquisição dos valores de cargas coletadas pela câmara de ionização, foi usado um software computacional "Mephysto". Os valores medidos foram registados numa folha de cálculo do modelo excel para análise dos resultados.

As leituras referentes às fugas de eletrómetro (F. eletrómetro), fuga total (F. eletrómetro+ cabo+câmara) que corresponde à soma das fugas de eletrómetro, cabo e câmara de ionização com um tempo de integração de 100s, estão registadas na tabela 3.2. Cinco medidas foram feitas e registadas para verificar a constância dos resultados.

Os valores das médias das fugas na coluna "médias" apresentadas nas tabelas foram obtidos a partir da seguinte equação:

$$\text{Média} = \frac{\sqrt{F_{el}^2 + C_{abo} + C.I}}{t} \quad (3.7)$$

Onde F_{el} corresponde a fuga do eletrómetro e $F_{el}^2 + C_{abo} + C.I$, soma das fugas de eletrómetro +

FARMER			
Pressão (mbar)	Temperatura (°C))	Tempo de integração(s)	Leitura da câmara (Gy)
1010.6	24.3	60	7.95×10^{-2}
1010.6	24.3	60	7.94×10^{-2}
1010.6	24.3	60	7.95×10^{-2}
1010.6	24.3	60	7.95×10^{-2}
1010.6	24.3	60	7.95×10^{-2}
Média			0.079
PINPOINT			
Pressão (mbar)	Temperatura (°C))	Tempo de integração(s)	Leitura da câmara (Gy)
1009.9	24,3	60	6.08×10^{-2}
1009.9	24,3	60	6.1×10^{-2}
1009.9	24,3	60	6.09×10^{-2}
1010	24,3	60	6.1×10^{-2}
1010	24,3	60	6.1×10^{-2}
Média			0.06

Tabela 3.3: Leituras da câmara de ionização

cabo+ câmara de ionização e t é o tempo de integração igual a 60 segundos.

Para as medidas feitas com a câmara inserida dentro da fonte, foram obtidos os resultados apresentados na tabela 3.3 .

A tabela 3.3 apresenta os valores das leituras da câmara de ionização corrigidas aos fatores de correção de temperatura e pressão de acordo com a equação 2.12.

Os testes de verificação de estabilidade devem ser repetidos periodicamente. Se for verificado um desvio superior a $\pm 1.5\%$, a câmara de ionização deve sair do seu uso até que uma nova calibração do padrão secundário seja realizada.

O valor final da leitura da câmara (leitura atual) é determinado pela multiplicação do valor da leitura pelo fator de decaimento da fonte (tabela 3.5). Este valor é comparado ao de referência e o desvio em percentagem corresponde ao desvio de estabilidade da câmara.

FARMER		
K_{TP}	Leitura da câmara - fugaxtempo	Leitura da câmara corrigida (Gy)
1.0173	0.0794	0.0808
1.0173	0.0794	0.0808
1.0173	0.0795	0.0808
1.0173	0.0794	0.0808
1.0173	0.0795	0.0808
	Média	0.0808

PINPOINT		
K_{TP}	Leitura da câmara - fugaxtempo	Leitura da câmara corrigida (Gy)
1.0180	0.0607	0.0618
1.0180	0.0610	0.0621
1.0180	0.0609	0.0620
1.0179	0.0610	0.0621
1.0179	0.0610	0.0621
	Média	0.0620

Tabela 3.4: Valores das medidas da câmara de ionização contemplando os valores de fuga/ background

FARMER		
Valor da leitura actual (Gy)	Valor de Referência (Gy)	Desvio em percentagem (%)
0.08496	0.0849	0.08

PINPOINT		
Valor da leitura actual (Gy)	Valor de Referência (Gy)	Desvio (%)
0.0650	0.06511	-0.169

Tabela 3.5: Comparação entre valor medido e de referência

Capítulo 4

Controlo de qualidade dosimétrico

O sucesso dos resultados de tratamentos de pacientes em radioterapia depende da precisão dosimétrica.

A radioterapia visa fornecer uma dose de radiação para o tumor que é alta o suficiente para matar todas as células tumorais. Isso é do ponto de vista físico e técnico uma tarefa difícil, porque os tumores malignos muitas vezes são localizados próximo a órgãos radiosensíveis, como os olhos, nervos óticos e tronco cerebral, medula espinhal, intestinos, ou tecido pulmonar [15]. Daí que o controlo de qualidade é fundamental em radioterapia.

A International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) recomenda que a incerteza total na administração de um tratamento de radioterapia não deve ultrapassar $\pm 5\%$, ou seja, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse valor [36].

Todas etapas do processo de tratamento de radioterapia precisam de intervenção de controlo da qualidade (QA) com vista a garantir a precisão no débito da dose ao tumor e manter as incertezas de tratamento em níveis baixos e aceitáveis [93].

A determinação da dose absorvida na profundidade de referência num fantôma de água, também conhecida por verificação ou calibração do feixe, constitui uma das principais responsabilidades da física médica em radioterapia.

Este relatório visa descrever os parâmetros do acelerador linear Varian DHX do serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, EPE.

Foram verificados os parâmetros de feixes de fótons com energias de 6MV e 15MV, e eletrões com energias de 6MeV, 9MeV, 12MeV e 16MeV.

4.1 Controlo da qualidade dosimétrico

Controlo da qualidade refere -se a todas as ações planeadas e sistemáticas necessárias para fornecer confiança adequada de que um produto ou processo irá satisfazer os requisitos da qualidade [94].

O TRS 430 apresenta dois aspetos importantes sobre a necessidade de controlo da qualidade: O primeiro refere-se à necessidade de precisão no processo de tratamento, e o segundo relaciona-se com a prevenção de erros de tratamento.

Sempre antes do uso clínico, seja dosimetricamente ou em termos de simetria e homogeneidade, os feixes produzidos em aceleradores lineares devem ser calibrados. A calibração consiste no uso de um dosímetro para medição de dose absorvida na água em condições de referência e correção para os valores do Comissionamento (ou para valores dentro da tolerância).

No serviço de radioterapia do Instituto Português de Oncologia do Porto, o controlo da qualidade dosimétrico é feito trimestralmente ou quando houver intervenção de manutenção dos equipamentos.

A calibração do feixe de radiação através da determinação direta da dose absorvida nas condições de referência, num ponto em um meio semelhante à composição do paciente é chamada de dosimetria de referência [9].

Para calibração de feixes, foi usado o protocolo de prática TRS 398 que apresenta as condições para determinação da dose absorvida na água em radioterapia externa, usando uma câmara de ionização ou um dosímetro com um fator de calibração $N_{D,w}$.

Os testes dosimétricos realizados neste estudo incluem: a verificação de simetria, homogeneidade, determinação dos índices de qualidade dos feixes, e a verificação de feixes de fótons e eletrões do acelerador linear.

Existem três tipos principais de técnicas de dosimetria de referência: Calorimetria, dosimetria de Fricke/ química e Dosimetria da câmara de ionização [3, 74].

4.1.1 Calorimetria

A calorimetria é a mais fundamental das três técnicas de dosimetria de referência, uma vez que se baseia em definições básicas de energia elétrica ou temperatura [76]. A energia absorvida num meio aparece em última análise como energia térmica, enquanto uma pequena quantidade pode aparecer na forma de uma mudança química. Isso resulta num pequeno aumento na temperatura do meio absorvente, que, se medido com precisão, pode estar relacionado a energia absorvida por unidade de massa ou dose absorvida [49].

4.1.2 Dosimetria de Fricke

A dosimetria de Fricke é também chamada de dosimetria de sulfato ferroso. A energia absorvida da radiação ionizante pode produzir uma mudança química, e se esta mudança pode ser determinada, ela pode ser usada como uma medida de dose absorvida [49].

4.1.3 Dosimetria de câmaras de ionização

O padrão primário das câmaras de ionização consiste em uma câmara de cavidade de grafite, projetado para cumprir, na medida do possível, as condições de Bragg-Gray. A câmara é colocada num

fantôma de água e a dose absorvida na água no ponto de referência é derivada da energia média específica transmitida ao ar da cavidade [3].

A câmara de ionização é o tipo de dosímetro mais prático e mais amplamente utilizado em radioterapia externa. Pode ser usado como um dosímetro absoluto ou relativo.

A carga de ionização Q produzida na massa m de gás, está relacionada com a dose absorvida na cavidade do gás D_g por [74]:

$$D_g = \frac{Q}{m_g} \cdot \left(\frac{W_g}{e} \right) \quad (4.1)$$

Onde $\left(\frac{W_g}{e} \right)$ é a energia média necessária para produzir um par de iões no ar por unidade de carga. O valor de $\left(\frac{W_g}{e} \right)$ para o ar seco é 33,97 J/C).

Devido a sua relação aos efeitos biológicos da radiação, a dose absorvida na água constitui a quantidade de principal interesse na radioterapia.

A dose absorvida não é administrada diretamente pelos fotões no tecido, mas pelos eletrões secundários gerados a partir dos fenómenos de interação da radiação com o tecido.

Para determinar a dose absorvida em água é necessário que os dosímetros utilizados na rotina sejam calibrados em laboratórios secundários (SSDL) para medições, isto é, que sejam determinados os fatores de calibração do dosímetro; estes são exclusivos com uma fonte radioactiva de Cobalto-60 (^{60}Co).

4.1.4 Condições de referência

Na radioterapia, a dosimetria preocupa-se em quantificar a energia depositada em termos de dose absorvida para água [74].

O protocolo TRs 398, define as condições de referência a serem usadas na verificação e calibração de feixes em aceleradores lineares.

As condições de referência são descritas por um conjunto de valores de grandezas de influência para as quais o fator de calibração é válido sem precisar de outros fatores de correção [3].

As grandezas de influência são definidas como as grandezas que não são objetos de medição, mas ainda assim, influenciam a quantidade sob medição. Podem surgir do dosímetro (por exemplo, envelhecimento, aquecimento) ou podem ser quantidades relacionadas ao campo de radiação (por exemplo, qualidade do feixe, taxa de dose, tamanho do campo e profundidade) [4].

4.2 Materiais e Procedimentos

Os materiais usados neste estudo incluem: Três câmaras de ionização dos tipos Farmer, Semiflex e Roos; Um eletrómetro, um termómetro, um barómetro e o fantoma de água juntamente com os seus dispositivos eletrónicos de controlo..

Quantidade de influência	Valor ou características de referência
Fantôma de referência	Água
Tipo de câmara	Cilíndrica ou de placas paralelas
Profundidade de medida (Z_{ref})	10cm
SSD	100cm
Tamanho do campo	10 × 10cm
Posição referência	Na profundidade de medida (Z_{ref})
Ponto de referência	Eixo central no centro do volume da cavidade para câmara cilíndrica Para a câmara de placas paralelas, a superfície interna da janela em seu centro

Tabela 4.1: Condições de referência para determinação de dose absorvida em água para o feixe de Co-60 de acordo com TRS 398

A água é o principal material usado em dosimetria de referência como substituto de tecidos para a dosimetria de feixe de fótons e elétrons.

Um fantôma de água consiste em: Um tanque feito de um material transparente como PMMA; Um carrinho de elevador; um sistema de eixos; Um detetor, como uma câmara ou mais câmaras de ionização ou díodo; e um sistema de tratamento de dados que coleta, calibra, converte e analisa os dados [31].

O fantôma de água reúne os requisitos exigidos para medição dos parâmetros dosimétricos sob condições de referência. O fantôma deve ser homogêneo de densidade unitária; Deve ter uma superfície plana, e deve permitir uma incidência do feixe perpendicular à superfície do fantôma [74].

As câmaras cilíndricas do modelo Farmer e Semiflex foram usadas para medidas de parâmetros de feixes de fótons, enquanto que a câmara de ionização de placas paralelas do modelo Roos serviu para os feixes de elétrons.

As câmaras são calibradas em laboratórios de calibração próprios. Os coeficientes de calibração aparecem junto com cada câmara calibrada. O coeficiente de calibração é denominado por $N_{D,w} = \frac{D_w}{M}$ onde M representa a leitura do dosímetro.

A câmara Farmer é uma câmara de ionização padrão para medições de dose absoluta depositada por feixe de fótons em radioterapia. Tem formato cilíndrico e é à prova de água para permitir medidas em fantôma de água.

Detetor	Modelo	Volume ativo(cm ³)	Forma	N _{D,W} (Gy/c)
C. Ionização	PTW FARMER NS 4498	0.6	cilíndrica	5.34×10 ⁷
C. Ionização	PTW Semiflex TM31010	0.125	cilíndrica	2.92×10 ⁸
C. Ionização	PTW ROOS NS 1735	0.003	placas	8.22×10 ⁷

Tabela 4.2: Características físicas dos detetores usados na verificação de feixe.

O eletrômetro do modelo PTW Unidos-E conetado ao sistema de medição, foi usado para exibição das medidas de cargas coletadas pelas câmaras de ionização.



Figura 4.1: Câmaras de ionização a) Farmer b) Semiflex



Figura 4.2: Câmara de ionização de placas paralelas (Roos)

4.2.1 Irradiação

Foram definidos 600MU/min para irradiação do fantôma em todas energias estudadas. A partir do eletrômetro digital, foram extraídos os valores das cargas medidas pelos detetores. Três medidas de carga para cada energia foram efetuadas e extraídas para uma folha excel própria.

Para este estudo, 6 energias diferentes foram verificadas, sendo 6MV e 15MV energias de fótons, e 6MeV, 9MeV, 12MeV e 15MeV, energias de elétrons no acelerador linear Varian DHX instalado no bunker cinco do serviço de radioterapia do IPO-Porto.

4.3 Resultados

4.3.1 Perfis e PDDs

PDD (percentage depth dose) é definida como a proporção, expressa como uma percentagem da dose absorvida no eixo central em fantôma na profundidade de referência (d) para a dose absorvida no ponto de referência d_{max} .

PDDs e perfis de dose são usados para caracterizar o feixe em aceleradores lineares.

Dois detetores foram usados durante a aquisição de PDDs e de perfis de dose. O primeiro detetor designado por detetor primário mede os perfis enquanto o outro é o detetor de referência usado para remover flutuações instantâneas no output do linac [26].

$$PDD = \frac{D_d}{D_{dmax}} \times 100\% \quad (4.2)$$

Energia	6 MV	15 MV
Percentagem de dose (PDD (%))	66.13	76.80

Tabela 4.3: PDDs (%) para fótons na profundidade de referência

Energia	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV
Percentagem de dose (PDD (%))	99.91	99.96	99.85	99.22

Tabela 4.4: PDDs (%) para eletrões na profundidade de referência

A profundidade de dose máxima geralmente não coincide com a profundidade de referência. Para determinar a dose absorvida para o feixe de eletrões por exemplo, é necessário usar a distribuição de dose em profundidade no eixo central e converte-se o R50 em Z_{ref} , onde $Z_{ref} = 0.6 \times R50 - 0.1$ (cm)

converter a dose absorvida em Z_{ref} para Z_{max} [92]. Os valores de Z_{max} calculados a partir do *software* computacional Mephysto estão apresentados na tabela 4.5.

Energia	6 MV	15 MV
Profundidades de dose máxima (cm)	1.5	2.70

Tabela 4.5: Profundidades de dose máxima para os feixes de fótons

4.3.2 Homogeneidade e simetria

O perfil do feixe consiste em três principais regiões: a região central, a penumbra e a umbra. A região central normalmente se refere à região do campo que está dentro de 80% da largura do feixe, ou seja, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, o campo $8 \times 8 \text{ cm}^2$ é considerado região central [26].

A homogeneidade e a simetria do campo são dois parâmetros importantes que são bons indicadores do desempenho dos aceleradores lineares e de garantia da qualidade. A homogeneidade é geralmente apresentada através da sigla inglesa "F" (Flatness) e é definida como uma diferença

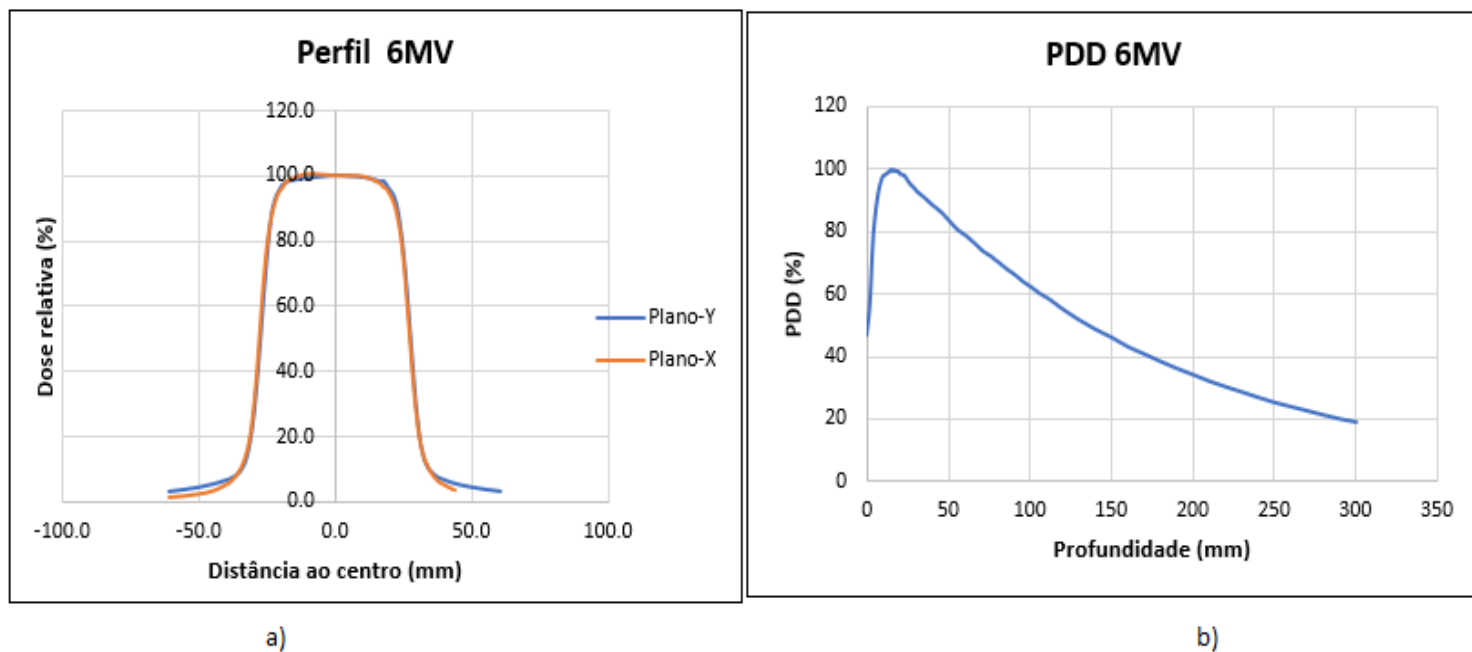


Figura 4.3: Perfil de dose (a) e PDD (b) para energia de fótons de 6MV

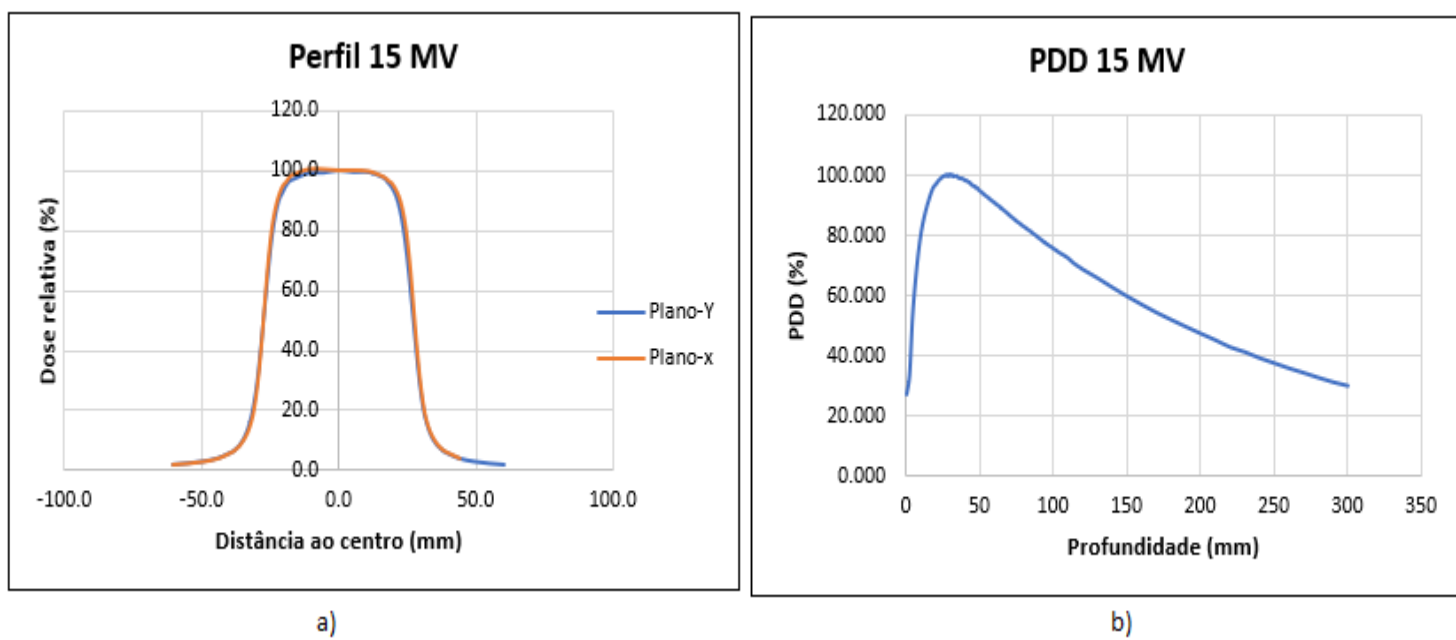


Figura 4.4: Perfil de dose (a) e PDD (b) para energia de fótons de 15MV

Energia	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV
Profundidades de dose máxima (cm)	1.25	2.48	2.8	3.1

Tabela 4.6: Profundidades de dose máxima para os feixes de eletrões

percentual dos valores de dose máxima (D_{max}) e mínima (D_{min}) em um perfil dentro da região central do campo, definida como os 80% internos do perfil de dose.

A homogeneidade do feixe é avaliada encontrando a dose máxima (D_{max}) e valores de ponto de dose mínima (D_{min}) no perfil do feixe dentro dos 80% centrais da largura do feixe e, em seguida, é usada a relação [74]:

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100\% \quad (4.3)$$

As especificações dos aceleradores lineares, geralmente exigem que a *flatness* seja inferior a 3% quando medida em fantôma de água e em condições de referência numa profundidade de 10 m e um SSD (source to skin distance) de 100cm [76].

Simetria é outro parâmetro de feixe importante que reflete a simetria do feixe comparando a área sob o perfil para cada lado da curva [26].

Uma especificação típica da simetria é que quaisquer dois pontos de dose num perfil do feixe, equidistantes do ponto do eixo central, devem estar dentro de 2% um do outro [74]. A simetria é determinada a partir da relação:

$$S = \frac{Area_{esquerda} - Area_{direita}}{Area_{esquerda} + Area_{direita}} \times 100\% \quad (4.4)$$

Energia	Campo (cm)		Simetria (%)		Homogeneidade (%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
Fotões						
6MV	10.06	9.97	0.87	0.89	2.59	2.61
15MV	10.05	9.99	1.41	0.33	2.42	2.02
Eletrões						
6MeV	10.072	10.055	0.64	0.91	3.36	3.72
9MeV	10.09	10.07	0.95	0.31	1.98	2.15
12MeV	10.10	10.06	1.60	0.23	2.60	3.08
15MeV	10.12	10.08	1.59	0.21	2.45	2.84

Tabela 4.7: Valores de homogeneidade e simetria medidos para os feixes de fotões e eletrões

Os desvios aceitáveis para o tamanho do campo, homogeneidade e simetria são 2mm, 3% e 2% respectivamente [74].

4.3.3 Qualidade do feixe

A qualidade do feixe corresponde a um dos aspetos a ser determinado no controlo da qualidade. É definida por um parâmetro denominado índice da qualidade. Existem diferenças na definição de índices da qualidade entre os feixes de fótons e de eletrões. Para o feixe de fótons, este parâmetro é definido por $\text{TPR}_{20,10}$ e dos eletrões por R_{50} .

Qualidade do feixe de fótons

Para fótons de alta energia produzidos por aceleradores lineares, a qualidade do feixe é determinada pelo seu índice de qualidade. O $\text{TPR}_{20,10}$ é a proporção das doses absorvidas em profundidades de 20cm e 10cm num fantôma de água, medida a uma distância constante de 100 cm entre a fonte e a câmara (ou seja, $\text{SAD} = 100 \text{ cm}$) e um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade a câmara se encontra [3].

O $\text{TPR}_{20,10}$ pode ser determinado a partir de uma fórmula empírica obtida numa amostra de quase 700 aceleradores lineares:

$$\text{TPR}_{20,10} = 1.2661 \text{ PDD}_{20,10}^{0,0595} \quad (4.5)$$

Energia	6MV	15MV
Índice de qualidade ($\text{TPR}_{20,10}$)	0.666	0.76

Tabela 4.8: Valores índice de qualidade medidos para os feixes de fótons

Qualidade do feixe de eletrões

R_{50} corresponde ao índice de qualidade dos feixes de eletrões, definido como a profundidade em cuja dose a profundidade do feixe de eletrões diminui para 50% do seu valor de dose máxima absorvida [3] medida com SSD constante de 100cm e um tamanho de campo na superfície do fantôma de pelo menos $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ para $R_{50} < 7 \text{ gcm}^{-2}$ para $E_0.16 \text{ MeV}$ ((sendo E_0 a energia média na superfície do fantoma)) e pelo menos $20 \times 20\text{cm}$ para $R_{50} > 7.5 \text{ gcm}^{-2}$ para $E_0/16\text{MeV}$ [4].

Energia	6MeV	9MeV	12MeV	16MeV
Índice de qualidade (R_{50})	2.331	3.566	4.978	6.62

Tabela 4.9: Valores de índices da qualidade medidos para feixes de eletrões

O R_{50} para todos feixes de eletrões foi medido usando a câmara de placas paralelas (Roos) de acordo com as condições de referências para o feixe de eletrões de acordo com a tabela extraída do TRS 398.

Quantidade de influência	Valor de referência ou características de referência
Material do fantôma	Para $R_{50} \geq 4\text{gcm}^2$, água Para $R_{50} < 4\text{gcm}^2$, água ou plástico
Tipo de Câmara	Para $R_{50} \geq 4\text{gcm}^2$, placas paralelas ou cilíndricas Para $R_{50} < 4\text{gcm}^2$, placas paralelas
Ponto de referência da câmara	Para câmaras de placas paralelas, na superfície interna da janela em seu centro Para câmaras cilíndricas, no eixo central no centro do volume da cavidade
Posição do ponto de referência de câmara	Para câmaras de placas paralelas, no ponto de referência, Z_{ref} Para câmaras cilíndricas, 0.5 mais profundo do que o ponto de interesse
SSD	100cm
Profundidade de medição Z_{ref}	$0.6R_{50} - 0.1\text{gcm}^{-2}$
Tamanho do campo na superfície do fantôma	10cm x 10 cm

Tabela 4.10: Condições de referência para determinação da dose absorvida e qualidade do feixe para feixe de elétrons [4]

4.3.4 Dose absorvida

A dose absorvida foi calculada utilizando a folha de cálculo específica do formato excel. Alguns parâmetros importantes preenchidos na folha de cálculo incluem: A tensão da câmara de ionização, a temperatura, a pressão e a humidade relativa que servem para determinar os fatores de correção úteis para a determinação da dose absorvida.

Para todas as energias, o acelerador linear é calibrado nas condições de referência, para as quais 1MU equivale a 1cGy em campo 10x10cm e SSD de 100cm, à profundidade de D100 para feixes de fótons, ou à profundidade de d_{max} , para feixes de elétrons.

A dose absorvida foi determinada de acordo com o formalismo de prática TRS 398 na água em profundidade de referência Z_{ref} para um feixe de qualidade Q_0 usando uma câmara de ionização com fator de calibração N_{D,W,Q_0} posicionada de acordo com as condições de referência [3]:

$$D_{WQ} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot K_{QQ_0} \quad (4.6)$$

Onde o fator K_Q , Q_0 corrige os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade Q real do usuário, e a leitura M_Q do dosímetro corrigida para os valores de referência de grandezas de influência, além da qualidade do feixe, para as quais o fator de calibração é válido.

Como já feito referência anteriormente, os aceleradores lineares são calibrados para fornecer 1cGy/MU no ponto de dose máxima para as condições de referência [26].

Devido a maiores desvios encontrados, a dose medida para energia de 15MV para fótons e

Fotões	Energia (MV)	Carga(nC)	Dose medida(cGy/MU)	Desvio para 1cGy/MU (%)
	6	24.67	1.007	0.68
	15	28.92	1.002	0.17
Elétrões	4	24.67	1.007	0.68
	6	25.23	1.000	0.002
	9	25.69	1.002	0.18
	12	26.05	1.003	0.31
	16	26.97	1.031	3.14

Tabela 4.11: Valores de dose medidos para os feixes de fotões e elétrões

6MeV para elétrões foram ajustadas. Segundo o protocolo de prática, o desvio não deve ultrapassar 1.5% [3].

Para a energia de elétrões de 16MeV, observou-se um desvio de 3.14 % da dose medida. Isso deveu-se a falta de fatores de polarização para esta energia. Neste caso, o feixe desta energia não foi aprovado, devendo no entanto, ser feita nova verificação à posteriori.

4.4 Correções para grandezas de influência

As doses absorvidas na água nas condições de referência são corrigidas às grandezas de influência. Essas grandezas incluem: temperatura e pressão, humidade e polarização.

Os valores de temperatura, pressão e humidade relativa medidos são 22.53°C, 1006.8kPa, e 50% respetivamente. Neste caso o fator de correção calculado a partir da fórmula representada na equação 2.12 foi de 1.015.

Os fatores de correção de polaridade e de recombinação iónica (k_s) também foram aplicados. A folha de cálculo para dose absorvida já contém as fórmulas definidas para determinação destes fatores de correção e a devida aplicação de correção.

O fator de calibração do eletrómetro não foi usado neste caso, porque este instrumento foi calibrado junto com as câmaras de ionização usadas. Quando o eletrómetro e a câmara são calibrados juntos, o fator de calibração do eletrómetro é considerado como unidade [59, 64].

4.5 Linaccheck

O Linaccheck (PTW, Freiburg, Alemanha) é um equipamento de verificação de constância de dose dum acelerador linear. Consiste numa câmara de ionização de placas paralelas selada com um *display* digital de doses medidas (figura 4.5) .

É um dispositivo rápido e prático. As medidas iniciam automaticamente quando o equipamento recebe radiação, e também, de forma automática interrompe as medições imediatamente quando a

fonte de radiação é desligada.



Figura 4.5: Linaccheck

Após as medidas de doses, ou a calibração de modo que a garantir que o acelerador linear debita a taxa de dose de 1cGy/MU, são registados os valores de calibração para que estes sejam controlados diariamente. É recomendado que a verificação da constância do *output* do equipamento seja medida diariamente antes do início dos tratamentos no aparelho.

	Energia	Medida-1	Medida-2	Medida-3	Média das medidas
Fotões	6	0.968	0.976	0.974	0.974
	15	1.043	1.042	1.042	1.042
Electrões	6	0.896	0.895	0.896	0.896
	9	0.852	0.851	0.852	0.852
	12	0.882	0.882	0.882	0.882
	16	0.970	0.969	0.969	0.969

Tabela 4.12: Medidas com Linaccheck

Verificações diárias de *output* feitas com linaccheck devem ser realizadas em todos os feixes clínicos usados, ou seja, para todas energias e os valores devem estar dentro de 2% em relação a medida de referência, estabelecida após calibração em fantoma de água ou de água sólida. Estas verificações podem ser feitas apenas para os feixes em uso naquele dia específico [88].

Quando a percentagem de tolerância é excedida, torna-se necessário fazer a recalibração do feixe do acelerador linear.

4.6 Conclusões

Após a verificação e ajustes de doses efetuados, todos os parâmetros dos feixes medidos estavam dentro dos desvios aceitáveis. Neste caso, o acelerador linear foi considerado pronto para uso para todas energias disponíveis com exceção do feixe de eletrões de 16 MeV. As medidas com linaccheck foram registadas num programa próprio que possibilita o controlo diário da constância da taxa de dose do equipamento.

Capítulo 5

Dosimetria de Filmes Radiocrômicos EBT3

A seleção de detetores na prática de radioterapia tem em conta o objetivo específico da sua utilização e características funcionais quanto a sua resposta após exposição a radiação ionizante.

As principais características a serem observadas na seleção são: a linearidade, independência energética, independência direcional, resolução espacial e equivalência aos tecidos biológicos.

O filme radiocrômico constitui um poderoso detetor 2D usado em radioterapia devido a sua equivalência ao tecido e quase independência de energia. Apesar da resposta dos filmes radiocrômicos à radiação não ser linear, esta pode ser ajustada a uma curva de parâmetros bem definidos, de forma que a resposta do filme a qualquer valor de dose pode ser prevista com rigor.

Os primeiros relatos de filmes radiocrômicos foram reportados na década de 1960. Mas foi na década de 1980 que os modelos mais modernos e com maior sensibilidade foram reportados ("GAFchromics") [27].

A "International Specialty Products (ISP, Wayne, NJ)" lançou o primeiro filme "GAFCHROMIC" do modelo EBT em 2004. A seguir, foram evoluindo para GAFCHROMIC EBT2 em 2009 e GAFCHROMIC EBT3 em 2011 [14, 27].

A medida de dose com filmes radiocrômicos exige um programa de análise que permite converter a média de pixels ou densidade ótica numa região de interesse do filme exposto em dose.

Existem vários programas de análise de filmes radiocrômicos disponíveis comercialmente. Porém, um programa de acesso livre é sempre de mais valia. Este trabalho tem como objetivo, a apresentação de resultados comparativos como forma de validação de um programa de acesso livre, ImageJ, a partir de resultados obtidos em um programa comercial, Doselab.

A facilidade de aquisição livre de ImageJ, pode torná-lo em um importante instrumento de análise de filmes expostos a radiação de megavoltagem usados em prática de radioterapia.

5.1 Filmes Radiocrômicos

A maioria dos filmes radiocrômicos disponíveis apresentam materiais de poliacetilenos cristalinos que são compostos orgânicos de diacetileno. Após exposição a radiação, estes compostos sofrem polimerização, que pode ser quantificada (após digitalização) nos canais de cor verde, azul e vermelho. A intensidade da resposta em cada canal depende da composição específica do filme [18, 101, 105].

Filmes radiocrômicos são projetados com estruturas laminadas para proteger fisicamente as camadas ativas entre os substratos poliésteres. [61] Exibem uma coloração progressiva quando expostos a radiação ionizante. O grau de escurecimento provocado pela irradiação aumenta com a dose absorvida [18]. A dose absorvida é medida a partir da equação de calibração que relaciona o grau de coloração do filme e a dose [61].

Os filmes de modelo GAFchromic são bastante robustos podendo ser limpos facilmente com o uso de panos de limpeza e assim, as impressões digitais podem ser removidas sem nenhum efeito de arranhar ou danificar o filme [27].

5.2 Princípios físicos de medição do escurecimento do filme radiocrômico

Como já descrito acima, a exposição dos filmes radiocrômicos a uma dose de radiação definida provoca escurecimento que pode ser relacionado à dose absorvida.

O fenómeno físico do escurecimento do filme é resultado da interacção da intensidade da radiação com o filme e consiste em três componentes principais [18]:

1. Intensidade transmitida (I_t) através do RCF (radiocromic film) e coletada pelo detetor,
2. Intensidade espalhada (I_s) pelo RCF e não colectada pelo detetor,
3. Intensidade absorvida (I_{abs}) pelo RCF.

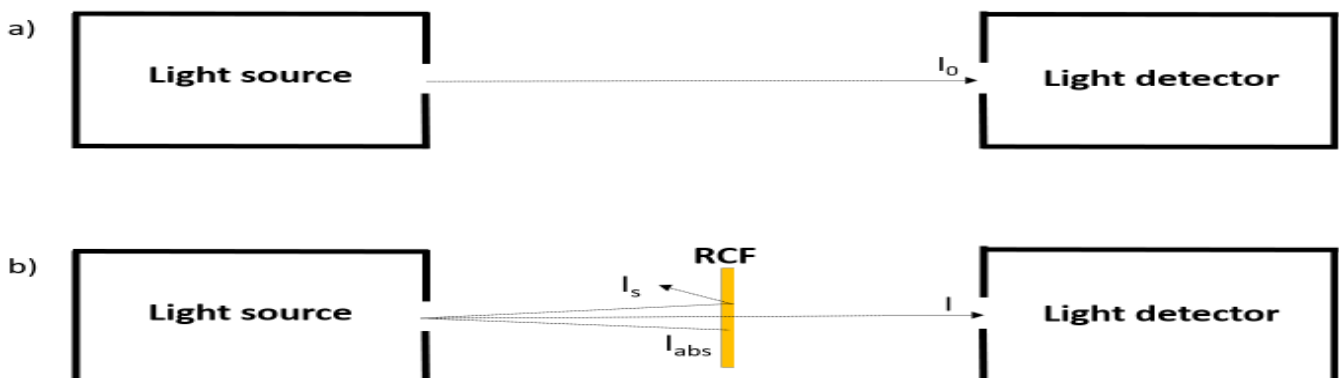


Figura 5.1: Princípios físicos de medição do escurecimento de filmes radiocrômicos. A figura a) mostra a intensidade da luz inicial sem filme (I_0) e a b) mostra as componentes das intensidades da luz dispersa (I_s), absorvida (I_{abs}) e transmitida (I_t) [18]

As propriedades dosimétricas dos RCFs são descritas por um espectro de absorção para um determinado valor de dose e uma curva dose-resposta para uma determinada banda de comprimento de onda [61].

O espectro de absorção é definido como o espectro formado pela radiação eletromagnética que passou através de um meio no qual a radiação de certas frequências é absorvida.

5.3 Aplicações clínicas em Radioterapia

Os Filmes radiocrómicos EBT3 são usados com alta precisão em radioterapia para QA dosimétrico de tratamentos de radiocirurgia e radioterapia corporal estereotáxica [100], é um meio rápido e confiável de registar com precisão a distribuição da dose em IMRT e VMAT [14, 18, 101], é usado como dosímetro in vivo em radioterapia intraoperatória [23], em irradiação total (TBI) com fotões [90] e com eletrões (TSEI) [17]. A insensibilidade à luz da sala e a falta de processamento químico também permitem que seja incorporado em uma variedade de fantasmas [101].

O filme radiocrómico é um dosímetro ideal para medidas in vivo de superfícies cutâneas (pele) devido a sua facilidade de cortar e de dobrar [101]. A sua resistência à água e a equivalência próxima ao tecido, permitem que ele seja usado para dosimetria em fantasmas de água [101].

RCFs podem ser usados para medir valores absolutos e relativos de doses, PDDs e perfis de dose. [61] Vários estudos de campos pequenos, demonstraram boa concordância na medição de perfis com filmes radiocrómicos e os perfis calculados de Monte Carlo, e na medição de fatores de output [40] .

Também o filme radiocrómico pode ser usado em braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) com ^{192}Ir [7] e baixa taxa de dose com ^{131}Cs e ^{125}I [22].

5.4 Materiais e procedimentos de calibração

5.4.1 Filmes GafChromic EBT3: Descrição e preparação

Os filmes radiocrómicos devem ser calibrados antes do seu uso. Para este trabalho foram usados filmes radiocrómicos de modelo GafChromic EBT3 (The third generation of EBT films). Estes filmes apresentam dois picos de absorção distintos, um em 633nm na banda vermelha (600-700 nm) e em cerca de 595nm na banda verde (500-600nm), [61] com gama de doses entre 0.01 a 40 Gy [27].

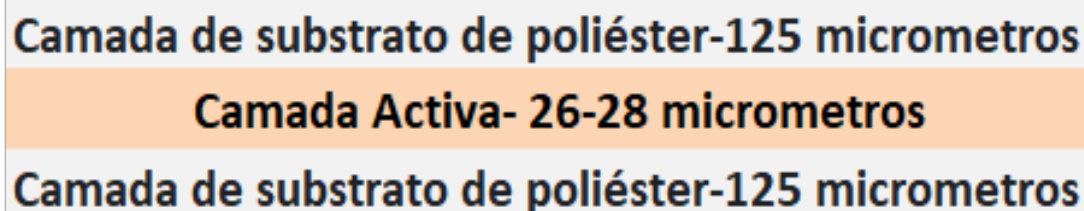


Figura 5.2: Estrutura do filme radiocrómico "Gafchromic EBT3"

A sua composição inclui camadas de 125 micrómetros de Poliéster, 26 a 28 micrómetros de Camada ativa e mais 125 micrómetros de Poliéster [61].

A composição atómica dos Gafchromic EBT3 é 43.7% de Carbono, 38.4% de hidrogénio, 17.7%

de oxigénio, 0,1% de lítio e 0,2% de Alumínio [27].

Os filmes radiocrómicos EBT3 possuem alta resolução espacial, ampla faixa dinâmica, aproximadamente independentes a energia e têm equivalência ao tecido. o número atómico efetivo de EBT3 é $Z_{eff}=6,71$ [27] comparado com a da água $Z_{eff}=7,3$ g/cm³ [23]. São insensíveis a luz visível, sendo que podem ser manuseados na luz interior da sala, mas não devem estar expostos a luz ambiente por horas, portanto, devem ser mantidos no escuro quando não estiverem em uso [24]. Vários estudos têm mostrado que a dependência da taxa de dose de filmes EBT3 é insignificantes [27].

É recomendado que os GAFchromic EBT3 irradiados e não irradiados sejam armazenados à temperatura ambiente (22°C) ou abaixo e nunca a temperaturas acima de 60°C [61].

Antes da irradiação de calibração, foi feita a dosimetria absoluta com uso de câmara de ionização Farmer para determinação de doses na profundidade de 5cm em placas de água sólida nas mesmas condições usadas na calibração.

Na sua preparação, os filmes foram cuidadosamente cortados em pedaços quadrados de 5x5 cm² com uma tesoura disponível no laboratório-I do serviço. É recomendado o uso de uma tesoura limpa e bem afiada para minimizar o dano ou quebra das camadas do filme.

Após os cortes, os pedaços de filme foram marcados com uma caneta de modo a garantir a sua correta orientação no equipamento de digitalização. Os cuidados com orientação são necessários porque os filmes são sensíveis em relação a direção de polarização da luz do scanner [27].

Luvas plásticas foram usadas durante todo processo de manuseamento dos filmes de modo a minimizar os danos dos filmes. Após irradiação, foram armazenados em um envelope escuro antes da sua digitalização.

Dez filmes cortados a dimensões de 5x5cm² foram usados na irradiação com doses diferentes, entre 70 e 4800 MUs com três diferentes energias de 4MV, 6MV e 6MV-FFF.

5.4.2 Irradiação

As irradiações foram feitas com os filmes localizados a 5 cm de profundidade em fantasmas de água sólida. Cada filme foi colocado com auxílio de uma cola de papel, na superfície de uma placa de água sólida com 9 placas por baixo e 5 por cima do filme.

Para calibração com energia de 6MV-FFF, foi usado o acelerador linear Varian Truebeam (figura 5.3) disponível na sala 8 do IPO-Porto na irradiação com SSD de 100cm e tamanho de campo de 10 x 10cm².

A densidade ótica do filme radiocrómico cresce por algum tempo após a irradiação devido ao processo contínuo de polimerização. Neste caso, é recomendado que os filmes de calibração expostos a radiação, fiquem pelo menos 24 horas antes da sua digitalização [101].



Figura 5.3: Acelerador linear varian TRUEBEAM- IPOPorto

5.4.3 Digitalização

24 horas após a irradiação dos filmes, foi feita a digitalização que consistiu na colocação dos filmes expostos e não expostos em um scanner de mesa do modelo Epson Expression 10000XL (Epson Seiko Corporation, Nagano, Japan) disponível no laboratório-I do IPO-Porto, usando três canais de cores: vermelho, verde e azul (figura 5.4).



Figura 5.4: Digitalizador Epson 10000XL-IPOPorto

A digitalização é feita pelo menos 24 horas após a exposição por se considerar o tempo suficiente para completa polimerização dos componentes da camada ativa do filme.

A densidade ótica pode mudar por 16% nas 24 h imediatamente após a irradiação, mas após 24 horas, a mudança de cor é inferior a 1% [86].

Os componentes óticos de scanners de mesa consistem em uma fonte de luz, espelhos, lentes e uma matriz de sensor CCD linear. Durante uma varredura, o RCF permanece estacionário na mesa de vidro do scanner enquanto que o sensor se move em uma direção perpendicular à fonte de luz e ao eixo da matriz de sensores [61].

Foi seguido o protocolo de recomendações do scanner segundo o qual, este equipamento deve ser ligado no mínimo 30 minutos antes do seu uso para permitir a estabilidade de temperatura.

A posição do filme na área de digitalização afeta a medição. Isto significa que as orientações de retrato (portrait) e paisagem (landscape) mostram diferenças na medição [101]. Todos os filmes foram digitalizados em posição *landscape*. As marcações feitas nos filmes foram importantes para o seu correto posicionamento no scanner.

A partir do software comercial SilverFast, foram obtidas as imagens digitais dos filmes geradas em modo RGB, com resolução de 72 dpi a uma profundidade de cor de 48 bits sendo 16 bits para cada canal (vermelho, verde e azul).

O canal azul do espectro (400-500 nm) é dominado por informações sobre a uniformidade da camada ativa, enquanto as bandas verde e vermelha (500-600 nm e 600-700 nm, respetivamente) contêm principalmente informações sobre a dose de radiação recebida [27].

5.5 Resultados e análise Dose-resposta

A precisão dos resultados pode ser afetada por fatores como tempo de digitalização, aquecimento do scanner, orientação da digitalização e posição do filme no scanner de mesa [105].



Figura 5.5: Filmes radiocrômicos após irradiação

Na calibração com energia de 6MV-FFF, a dose foi calculada a partir dos dados previamente obtidos na medição com a câmara de ionização a 5cm de profundidade de acordo com a seguinte relação:

$$\text{Dose} = \text{PDD}(5\text{cm}) \times \text{Dose calibrada}(1\text{cGy/MU}) \times \text{MU} \quad (5.1)$$

Onde PDD(5cm) é a percentagem da dose a profundidade de 5cm e MU corresponde a unidade monitora utilizada na irradiação de calibração.

Substituindo os dados previamente medidos no equipamento, chegou-se aos valores de dose

para cada valor de MU a partir da seguinte relação:

$$\text{Dose} = 0.8440844 \times \text{MU} \quad (5.2)$$

Foram usadas as mesmas condições de irradiação e digitalização para as três diferentes energias usadas neste trabalho (4MV, 6MV e 6MV-FFF).

A curva dose-resposta é um gráfico de densidade ótica (OD) versus dose para uma determinada banda de comprimento de onda do sistema de leitura, ou um gráfico dos valores de pixels (PV) versus dose para um determinado canal de saída (vermelho, verde ou azul) de um scanner de mesa em cores [61].

Densidade ótica é a capacidade de um material de absorver radiação. É uma medida sem unidade igual ao logaritmo negativo da transmitância, que é a quantidade de radiação transmitida através de um filme (I) dividida pela quantidade de radiação incidente no filme (I_0) [1, 101]:

$$OD = -\log\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (5.3)$$

onde I_0 é a intensidade da radiação incidente e I é a intensidade da radiação transmitida através do filme.

A resposta do filme à dose pode ser determinada para uma fonte particular de radiação por distribuir uma gama de doses conhecidas (absolutas) e calcular a OD associada para cada dose com base na medição da intensidade da luz inicial e transmitida através do filme. Deste relacionamento, medições de dose relativa podem ser realizadas dentro da faixa de dose medida.

Dois programas computacionais, DoseLab e ImageJ foram usados para calibração dos filmes. As curvas de calibração de ImageJ estão representadas nos gráficos da figura 5.6.

Semelhantemente ao ajuste feito de forma automática em DoseLab, os dados das curvas de ImageJ foram ajustados a um polinómio de terceira ordem, cujas equações são apresentadas nas tabelas 5.1 e 5.2.

Os gráficos das curvas de calibração foram gerados em folhas de excel, onde os dados foram inseridos após a sua aquisição no ImageJ (PV). Foi usada a ROI (região de interesse) de 2×2 cm na parte central do filme, correspondendo a 76×76 pixels para os canais vermelho e verde.

Foram analisados os canais verde e vermelho, porque o canal azul é menos útil devido a sua fraca dependência de dose [61].

5.5.1 Doselab

O software DoseLab-Pro versão-6.3 foi usado. As imagens obtidas foram guardadas em formato TIF RGB de 48 bits que depois foram transferidas para o software DoseLab.

O software realiza uma correção de uniformidade 2D e faz conversão das imagens RGB digitalizadas em valores de densidade ótica e em seguida converte valores de pixel OD (optical density)

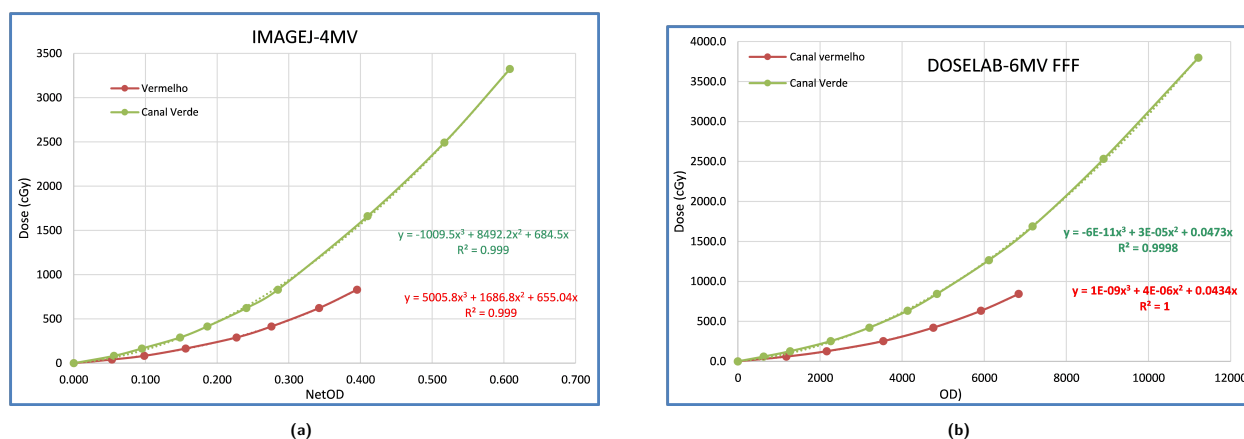


Figura 5.6: Curvas de Calibração de filmes GAFCHROMIC EBT3-ImageJ para energias de (a) 4MV e b) 6MV-FFF

	Equação polinomial	R^2
4MV	$y = 5005.8x^3 + 1686.8x^2 + 655.04x$	0.999
6MV	$y = 6870.8x^3 + 798.24x^2 + 750.81x$	0.999
6MV-FFF	$y = 5694.3x^3 + 1368.9x^2 + 753.87x$	1

Tabela 5.1: Funções polinomiais de ajuste das curvas de calibração: ImageJ- Canal vermelho

em valores de dose [57].

Em DoseLab, os valores de pixel das imagens digitalizadas são convertidos para imagens OD usando a seguinte equação:

$$OD = -\log\left(\frac{PV}{65535}\right) \times 17500 \quad [57] \quad (5.4)$$

A variável PV representa os valores de pixel da imagem digitalizada, que por sua vez é normalizada pelo valor máximo de pixels de 65535(0 a 65535 para 16 bits).

5.5.2 ImageJ

O ImageJ é um programa livre capaz de abrir e analisar vários tipos de imagens, como DICOM, JPEG e TIFF. Este programa foi usado para ler as imagens TIF obtidas após digitalização. Primeiro foi feita a separação das imagens por canais de cores e em seguida feita a definição da região de interesse e extração dos seus valores médios de pixels (Mean pixel value).

Os valores de densidade ótica (OD) foram calculados a partir dos valores médios de pixels (PV) obtidos dos canais vermelhos e verde definidos como valores médios nas regiões de interesse (ROI).

No ImageJ, a especificação das dimensões da ROI é feita em pixels. Neste caso, é necessário converter centímetros em pixels. Para o caso em análise a ROI de 2 x 2cm corresponde a 76x76 pixels.

O valor da densidade ótica líquida (netOD) foi obtido a partir dos valores médios de pixels do

	Equação polinomial	R ²
4MV	$y = -1009.5x^3 + 8492.2x^2 + 684.5x$	0.999
6MV	$y = 1990.9x^3 + 6708.7x^2 + 963.42x$	0.999
6MV-FFF	$y = -342.2x^3 + 8207.2x^2 + 824.15x$	0.998

Tabela 5.2: Funções polinomiais de ajuste das curvas de calibração: ImageJ- Canal verde

filme não exposto e exposto de acordo com a seguinte fórmula:

$$netOD = \log\left(\frac{PV_{unexp}}{PV_{exp}}\right) [24] \quad (5.5)$$

PV_{unexp} e PV_{exp} são os valores médios de pixels de filme não irradiado e irradiado respectivamente.

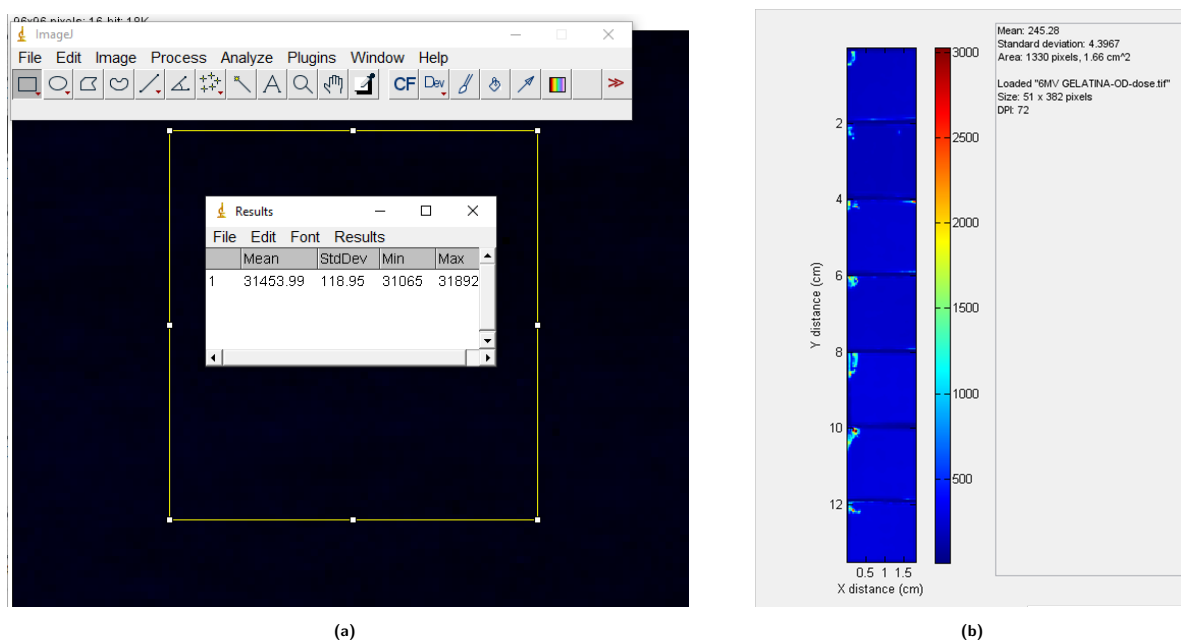


Figura 5.7: Seleção das ROIs e extração de a) PVs(ImageJ) e b) Dose(DoseLab)

As equações polinomiais das curvas obtidas na calibração dos filmes EBT3 com o ImageJ e os seus respectivos valores do ajuste polinomial R² estão representados na tabela 5.1 para o canal vermelho e tabela 5.2 para o canal verde respetivamente.

5.6 Comparação dosimétrica

Depois dos filmes serem calibrados, estes ficam prontos para uso na medida de dose. Os filmes previamente calibrados, foram usados em vários procedimentos na prática diária do serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia do Porto. Para este estudo foram analisados filmes expostos em três casos clínicos .

Para comparação analítica dos dois softwares em estudo, filmes não irradiados da caixa já calibrada, foram usados para várias irradiações com as energias de 4MV, 6MV e 6MV-FFF. Após as irradiações, foram selecionadas as ROIs de 1x1 e 1.5 x 1.5cm (37x37 pixels) nesses filmes.

Devido a definição manual das regiões de interesse (ROIs), um pequeno desvio na definição induz a pequenas diferenças na dose medida. Para minimizar este efeito e obter maior confiança nos resultados, foram feitas três medidas diferentes e a sua média usada para cálculo de doses.

Tendo em conta que as doses usadas em todas irradiações para este estudo foram abaixo de 1000cGy (10Gy), o canal vermelho foi preferencial para as respetivas análises.

O primeiro caso de análise foi referente a irradiação de um fantôma de simulação da mama em duas situações: com Gelatina e sem gelatina (bolus). Os filmes foram cortados em 7 pequenos pedaços com dimensões quadradas de 1.5cm e colocados a superfície do fantôma mamário e irradiados com duas energias diferentes de 4 e 6MV respetivamente.

As doses analisadas pelos dois programas (ImageJ e DoseLab) em estudo estão mostradas nas tabelas 5.3 e 5.4 para a energia de 4 MV; e tabelas 5.5 e 5.6 para energia de 6MV. Os resultados mostram as diferenças dentro de $\pm 1.8\%$ com uma média de 0.7%.

O segundo caso analisado foi dos filmes usados em dosimetria in vivo no tratamento da mama em três dias consecutivos com objetivo de avaliar a correspondência das doses recebidas na superfície da mama com as doses planeadas para o referido tratamento.

Os dois programas de análise foram usados com selecção da ROI de dimensões quadradas de 1cm x 1cm. As tabelas 5.7, 5.8 e 5.9 mostram os resultados das doses medidas por filmes radiocrômicos posicionados a superfície da mama durante as irradiações nos três dias de tratamento.

Os resultados mostram valores obtidos muito próximos entre os dois programas, dentro de $\pm 2.4\%$, com uma diferença percentual média de 0.6%.

Doselab (cGy)	ImageJ (cGy)	Dif.	Dif.(%)
245	249	-4	-1.8
293	291	2	0.6
267	263	4	1.3
258	255	3	1.1
297	293	4	1.4
296	294	2	0.7
295	295	0	0.1

Tabela 5.3: DoseLab VS ImageJ- 4MV com Gelatina

Doselab (cGy)	ImageJ (cGy)	Dif.	Dif.(%)
248	252	-4	-1.5
292	290	2	0.5
274	270	4	1.6
263	262	1	0.5
289	287	2	0.6
300	297	3	1.0
303	301	2	0.7

Tabela 5.4: DoseLab VS ImageJ-4MV sem gelatina

5.7 Estudo em campos pequenos

De acordo com o TRS 483, a medida das distribuições de dose para campos pequenos é ainda um desafio. As características que o filme radiocrômico apresenta são muito próximas aos requisitos

Doselab (cGy)	ImageJ (cGy)	Dif.	Dif.(%)	Doselab (cGy)	ImageJ (cGy)	Dif.	Dif. (%)
226	230	-3	-1.5	210	215	-5	-2.4
192	189	3	1.4	277	275	2	0.7
246	244	3	1.1	237	231	6	2.4
231	229	1	0.6	243	241	2	0.9
283	282	1	0.4	273	270	3	0.9
274	270	3	1.3	271	268	3	0.9
283	280	3	1.0	285	281	4	1.4

Tabela 5.5: DoseLab VS ImageJ- 6MV com Gelatina

Tabela 5.6: DoseLab VS ImageJ- 6MV TTE

Doselab (cGy)	ImageJ (cGy)	Dif.	Dif.(%)	Doselab (cGy)	ImageJ(cGy)	Dif.	Dif(%)
114	113	1.32	1.15	93	95	-1.90	-2.0
132	133	-0.87	-0.66	100	100	0.41	0.4
133	133	0.01	0.01	111	114	-3.82	-3.5
145	144	1.31	0.90	119	119	-0.65	-0.5

Tabela 5.7: DoseLab VS ImageJ dia-1

Tabela 5.8: DoseLab VS ImageJ dia-2

DOSELAB (cGy)	ImageJ(cGy)	Dif.	Dif.(%)
124	123	0.58	0.47
115	116	-0.52	-0.45
153	153	0.48	0.32
142	139	3.25	2.29

Tabela 5.9: DoseLab VS ImageJ dia-3

exigidos para um dosímetro ideal.

Neste estudo, foram analisados resultados de medidas feitas em campos pequenos com feixe de fótons de 6MV-FFF (flatenning filter free). Foram usadas dimensões de campos equivalentes quadrados de 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 e 10.0 cm.

Os filmes irradiados com energia de 6MV-FFF foram cortados em pedaços com dimensões de 8x6cm para os campos de 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, e 4.0, e de 10x10cm para o campo 10x10cm.

Para campos pequenos, todos filmes foram irradiados com 200MUs a 5cm de profundidade com SSD de 95cm.

A resposta dos filmes radiocrómicos apresenta problemas de não-homogeneidade na distribuição espacial de dose [40]. Por isso, 2 pedaços de filmes para cada campo foram usados de modo a fazer a média das medidas (figura 5.9).

Para energia de 6MV-FFF, foi selecionada uma ROI quadrada de 0.3 cm no centro da imagem

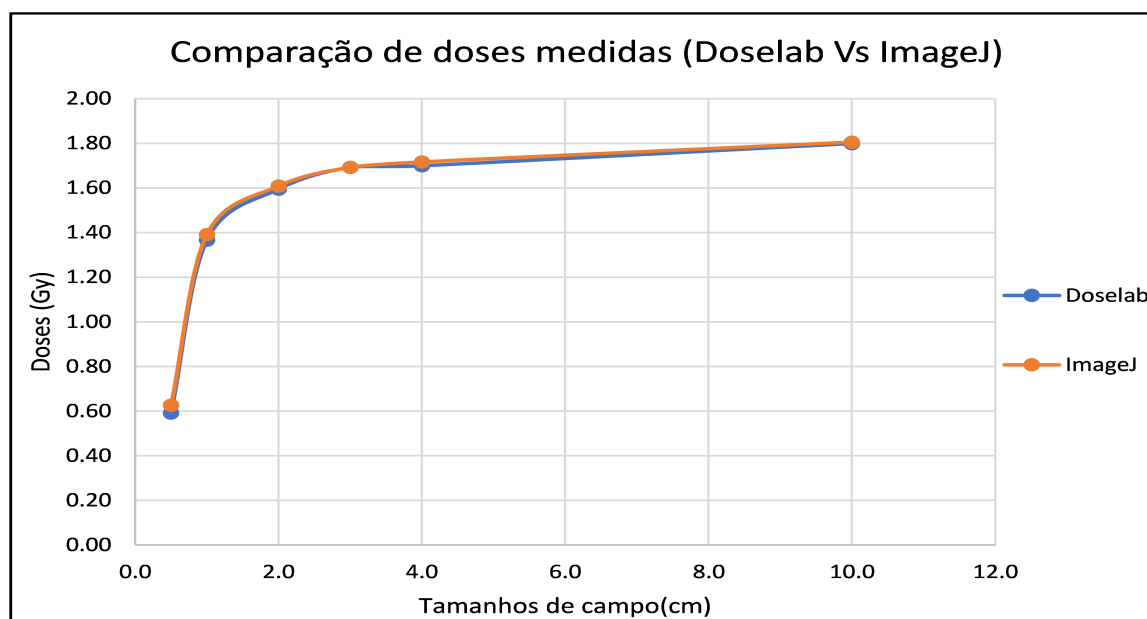


Figura 5.8: Comparação de doses medidas com filmes EBT3 (Doselab VS ImageJ)

para todos tamanhos de campo, tendo sido obtidos os resultados apresentados na tabela 5.10 e representados no gráfico 5.8.

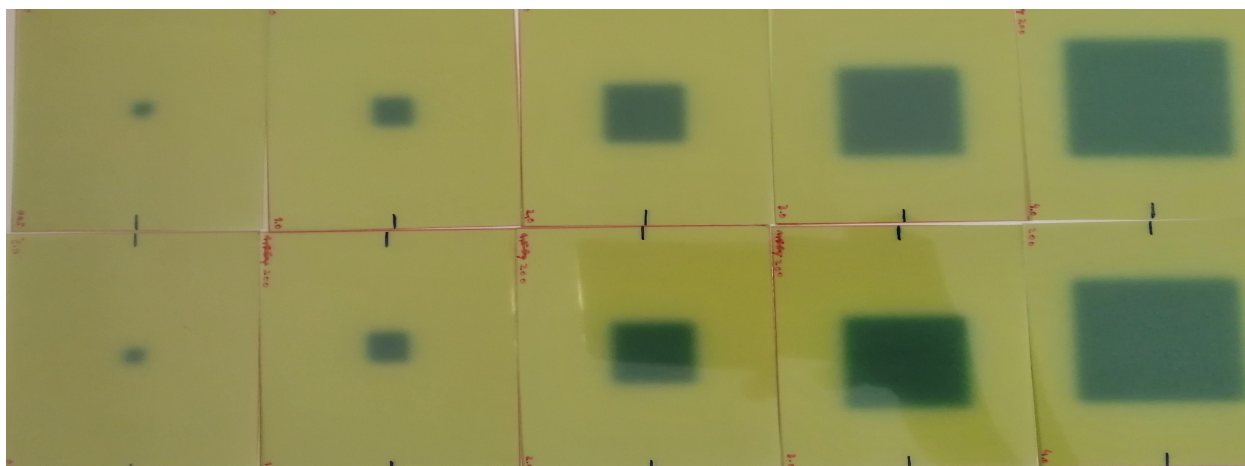


Figura 5.9: Dois pedaços de filmes irradiados para cada campo de 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 e 4.0 cm²

5.8 Análise de resultados e conclusões

As doses foram calculadas a partir das equações polinomiais de calibração obtidas no ImageJ e comparadas as determinadas pelo *software* DoseLab.

Como está mostrado nas tabelas, as diferenças entre as doses obtidas na comparação entre os dois programas em todos os casos com energias de 4 e 6MV utilizadas, estavam dentro de $\pm 3.5\%$, com a maioria de valores abaixo de $\pm 2\%$. A diferença média percentual de todos valores analisados é de 0.6%, isto é, abaixo de 1%. Estas diferenças percentuais estão dentro das tolerâncias estabelecidas pelos documentos internacionais de recomendações. A diferença não deve ultrapassar 5% [18].

Tamanho do campo (cm ²)	0.5 x 0.5	1.0 x 1.0	2.0 x 2.0	3.0 x 3.0	4.0 x 4.0	10 x 10.0
Doselab (Gy)	0.59	1.37	1.59	1.69	1.70	1.80
ImageJ (Gy)	0.63	1.39	1.61	1.69	1.72	1.80
Dif(%)	-5.77	-1.75	-0.86	0.03	-1.00	-0.34

Tabela 5.10: Comparação de doses Doselab VS ImageJ

A análise em campos pequenos mostrou uma boa concordância entre os dois programas para campos a partir de 1.0 cm² com uma diferença percentual de até 2%. Para o campo de dimensões 0.5 cm², a análise com ImageJ mostrou uma diferença maior em relação ao Doselab, aproximadamente 6%.

Os resultados mostram que o ImageJ é um programa válido e confiável para análise das medições de doses com filmes radiocrômicos em energias de megavoltagem usadas em práticas de Radioterapia, com precisão dentro das tolerâncias aceitáveis para tamanhos de campo iguais ou superiores a 1.0 cm².

Na determinação de doses por ImageJ, a média de pelo menos três medidas para cada filme irradiado é necessária para maior confiança nos resultados. Isso é importante devido a pequenas imprecisões que podem ocorrer na definição manual da região de interesse (ROI).

Capítulo 6

Estudo de Campos pequenos

Um campo pequeno é definido como um campo com dimensões laterais menores do que o alcance lateral das partículas carregadas que contribuem para a deposição de dose num ponto de medição ao longo do eixo central. Segundo o TRS 483, são considerados campos pequenos, os campos com dimensões iguais ou menores que 4cm².

O presente trabalho apresenta resultados de doses calculadas no TPS pelo algoritmo comercial de planeamento de tratamento, Acuros-XB, com doses medidas utilizando três detetores diferentes: detetores de microdiamante, díodo-E e filmes radiocrómicos. Todas as medidas foram feitas em campos pequenos com dimensões quadradas de 0.5 x 0.5 cm², 1.0 x 1.0 cm², 2.0 x 2.0 cm², 3.0 x 2.0 cm², 4.0 x 4.0 cm² e um campo de 10.0 x 10.0 cm².

Constitui o principal propósito do estudo, a validação do algoritmo Acuros XB por meio de comparação de doses e perfis de doses medidos e calculados entre o referido algoritmo e os detetores em campos pequenos, e ainda determinar os fatores de output em função de tamanho de campo para a energia de 6MV-FFF.

Para além da calibração de feixe sob condições de referência, vários outros parâmetros de caracterização dosimétrica são cruciais. Esses parâmetros incluem: fatores de output de campo, perfis de dose em profundidade (PDD), índice de qualidade do feixe e perfis transversais ao eixo central [67].

6.1 Fatores de Output

O estudo em campos pequenos iniciou-se com a medida de fatores de output.

O código de prática TRS 483 define os fatores de output de campo derivados de uma proporção de leituras do detetor de acordo com a seguinte equação:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \times K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (6.1)$$

Onde $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ é o fator de correção de output, que pode ser determinado como um valor medido diretamente, um valor genérico experimental ou um valor genérico calculado por Monte

Carlo.

$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ e $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ são as leituras do detetor (corrigidas para grandezas de influência) no campo clínico e no campo msr, respetivamente.

M é a leitura do detetor, f é campo, *clin* é clínico, msr é a referência específica da máquina, w é água, Q é a qualidade do feixe e k é o fator de correção que depende de Q, f, detetor e máquina.

O fator de correção de output é definido por [29]:

$$K_{Q_{clin}, f_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left(\frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \right) \times \left(\frac{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}} \right) \quad (6.2)$$

O tamanho de campo mínimo recomendado para medições com detetores é tal que o fator de correção de output específico do detetor não é maior que $\pm 5\%$ [67]. O TRS 483 apresenta uma tabela de fatores de correção de output em função de tamanhos de campo para diferentes aceleradores lineares e detetores. Os detetores e configurações de máquinas (linacs) não incluídos nas tabelas requerem uma determinação experimental ou de Monte Carlo.

6.2 Dose absorvida

A proporção a leitura do detetor sob as condições que não são de referência podem estar relacionadas à proporção de doses absorvidas por meio de um fator de correção específico do detetor [28].

A dose absorvida em água $D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ para um tamanho de campo clínico f_{clin} e a qualidade do feixe dum campo pequeno numa máquina de radioterapia Q_{clin} , está relacionada a dose absorvida em água $D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ para um tamanho de campo de referência específica da máquina f_{msr} de qualidade Q_{msr} (ou Q_{ref}) como [83]:

$$D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} \times \Omega_{Q_{clin}, msr}^{f_{clin}, msr} \quad (6.3)$$

$\Omega_{Q_{clin}, msr}^{f_{clin}, msr}$ é o fator de output (OF) do campo que converte a dose absorvida na água para o campo de referência específico da máquina para a dose absorvida no campo clínico por unidade monitora.

É considerado campo de referência específico da máquina para aceleradores convencionais, o campo de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

6.3 Materiais e Métodos

O estudo em campos pequenos foi realizado no serviço de Física Médica do Instituto Português de Oncologia do Porto, Francisco Gentil, E.P.E.,.

O acelerador linear usado para este estudo foi o Varian Truebeam com feixe previamente verificado

e calibrado para as várias energias disponíveis no equipamento. A verificação e calibração do feixe de fótons de 6MV-FFF foi feita usando câmaras de ionização do tipo Farmer e Semiflex. Estas câmaras de ionização foram previamente verificadas quanto a sua estabilidade, estando dentro dos desvios aceitáveis.

6.3.1 Detetores

A resposta dos detetores que são usados nas medições em campos pequenos pode variar com tamanho do campo [20]. O capítulo dois apresenta uma lista de detetores que podem ser usados em campos pequenos. De acordo com as principais características exigidas para medições em campos pequenos, três detetores foram selecionados para este estudo: detetores de Microdiamante, Díodo-E e filmes radiocrômicos do modelo EBT3 (tabela 6.1).

O detetor PTW 60019 MicroDiamond (PTW, Freiburg, Alemanha) é à prova de água. Tem um volume sensível de 0.004 mm^3 , 1.1mm de raio e espessura de 1mm [102].

De acordo com as especificações do fabricante, o detetor PTW 60017 díodo-E (PTW, Freiburg, Alemanha) é um dosímetro de silício, à prova de água com 0.03 mm^3 de volume sensível.

Tanto o detetor de diamante quanto o Díodo-E, foram conectados a um eletrômetro PTW Unidos (PTW, Freiburg, Alemanha) com uma tensão definida a 0V.

O terceiro detetor usado foi o filme radiocrômico EBT3 cujas características e procedimentos de medidas estão apresentados no capítulo cinco.

Detetor	Modelo	volume sensível	Material	Fator calibração (C/Gy)
Detetor de microDiamante	60019	0.004 mm^3	Diamante	$1,239.10^{-9}$
Díodo E	60017	0.03 mm^3	silício	$9,083.10^{-9}$
Filme radiocrômico	GAFChromic™ EBT3	-	-	-

Tabela 6.1: Características físicas dos detetores usados neste trabalho.

6.3.2 Fantômas

O fantôma de água MP3-M(PTW, Freiburg, Germany) foi usado nas medidas feitas com os detetores de microdiamante e díodo-E para determinação de doses e fatores de output em função de tamanhos de campo.

O conjunto do fantôma de água é constituído pelos seguintes componentes (manual de especificações do fabricante): Tanque Perspex com mecanismo de movimento; Dispositivo de posicionamento; Unidade de controle TBA; eletrômetro de canal duplo TANDEM, software MEPHYSTO; carrinho de elevação e reservatório de água.

Para medidas com filmes radiocrômicos, foram usados os fantômas de placas de água sólida. Segundo especificações apresentadas pelo fabricante, as placas de água sólida correspondem a um fantôma equivalente à água nas faixas de energia de 60-Co a 25MV de fótons e de 4 MeV a 25

MeV de elétrons. Consiste em: 1 placa de 1mm de espessura, 2 placas de 2mm de espessura cada, 1 placa de 5mm de espessura e 29 placas de 10mm de espessura cada. Esta combinação permite variar os incrementos de profundidade de medição de 1mm. O tamanho do fantôma completo é 30 cm x 30 cm x 30 cm.

As doses absorvidas foram determinadas de acordo com o detetor ou sistema de planeamento usado.

Com os detetores de microdiamante e díodo as doses absorvidas em cada tamanho de campo foram determinadas a partir da fórmula apresentada na equação 6.3.

Usando os detetores de filmes radiocrómicos, as doses absorvidas foram determinadas usando dois métodos. O primeiro método é a partir do programa computacional Doselab que aplica uma curva de calibração aos valores de densidade ótica extraídos dos filmes irradiados e corrigidos a um filme não irradiado (que funcionou como "subtrator" de fundo). O segundo consistiu também na aplicação de curva de calibração para os valores de píxeis extraídos em filmes irradiados e corrigidos aos valores de píxeis de filmes não irradiados. Estes métodos estão explicados com melhor detalhe no capítulo cinco.

O terceiro sistema de determinação de doses consistiu no cálculo de doses pelos algoritmos do sistema de planeamento de tratamento: Eclipse-AAA e Eclipse-AXB.

6.3.3 Acelerador linear e configurações de medições

Foi usado o acelerador linear Truebeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) instalado no departamento de Física médica do IPO-Porto. Constitui o mais recente equipamento da Varian (figura 5.3) com um diferencial em relação aos modelos anteriores que é a capacidade de fornecer feixes de fótons com e sem filtros de aplanamento (FFF e WFF) [10]. Possui cinco energias de fótons: 6MV-FFF, 6MV-WFF, 10MV-FFF, 10MV-WFF e 15MV-WFF; e quatro feixes de elétrons: 6MeV, 9MeV 15MeV e 18 MeV.

As características do equipamento incluem um colimador de múltiplas folhas MLC Millenium de 120 folhas de alta definição [39].

Dois algoritmos de cálculo de dose do sistema de planeamento de tratamento Eclipse da Varian (AAA e AXB) foram usados para cálculos de dose. Para os mesmos efeitos, o plano criado com AXB foi exportado para o algoritmo de Monte Carlo, SciMoCa.

Todas as irradiações de output foram obtidas com o uso do sistema de colimação por mandíbulas (jaws) com MLCs estacionários.

A determinação de doses absorvidas foi feita para 6 tamanhos de campo: $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$, $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$, $3.0 \times 3.0 \text{ cm}^2$, $4.0 \times 4.0 \text{ cm}^2$ e $10.0 \times 10.0 \text{ cm}^2$. E os perfis foram medidos e calculados em campos de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$, $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$, $3.0 \times 3.0 \text{ cm}^2$ e $4.0 \times 4.0 \text{ cm}^2$.

Dois grupos de filmes radiocrómicos foram irradiados. O primeiro grupo foi irradiado com 200 MUs por cada filme para todos os tamanhos de campo. O propósito da irradiação deste grupo de

filmes foi para por um lado determinar os fatores de output e compará- los com a literatura e por outro lado para determinação de doses absorvidas e compará- las com as doses determinadas por outros sistemas de medidas e de cálculos por TPS.

O segundo grupo de filmes foi irradiado com doses iguais de 1.5 Gy em todos tamanhos de campo. Este grupo foi usado para determinação e estudo de perfis de dose no eixo central e sua comparação com os perfis calculados pelo algoritmo Curos XB.

Cada filme foi colocado a 5cm de profundidade com auxílio de uma cola de papel na superfície das placas, com 10 cm de placas por baixo e 5cm por cima do filme.

6.4 Apresentação e análise de Resultados

6.4.1 Fatores de Output e doses absorvidas

Os fatores de output e as doses absorvidas em água foram medidos com os detetores de dído e microdiamante com uso das fórmulas das equações 6.1 e 6.3 que após medições estes foram corrigidos de acordo com os fatores de correção de output de campo ($K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$) para campos colimados por MLCs ou cones SRS para feixe de fótons 6FFF em função de campo equivalente quadrado. Estes fatores de correção foram extraídos do TRS 483 e apresentados na tabela 6.2:

	$K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$					
Campo (cm ²)	0.5x0.5	1.0x1.0	2.0x2.0	3.0x3.0	4.0x4.0	10.0x10.0
MicroDiamante	0.962	0.984	0.997	1	1	1
Díodo-E	0.952	0.986	1.008	1.011	1.01	1

Tabela 6.2: Fatores de correção de output em função de tamanho de campo.

Todas as doses determinadas pelos três sistemas acima apresentados estão mostradas na tabela 6.3.

6.4.2 Comparação de output fatores com a literatura

Vários estudos em campos pequenos para determinação de output fatores tem sido realizados nos últimos anos.

O mais recente trabalho realizado e publicado por Dufreneix, S., et al. [34] foi tomado como referência. Esse estudo foi realizado em 23 diferentes centros de radioterapia com diferentes tipos de equipamentos e diferentes detetores com objetivo de reunir informações para determinação de fatores de output de campo e produzir tabelas para tamanhos de campos 0.5 x 0.5 cm², 1.0 x 1.0 cm², 2.0 x 2.0 cm² e 3.0 x 3.0 cm².

Dufreneix apresenta tabelas de fatores de output produzidas a partir de medidas feitas em muitos centros de radioterapia com uso de equipamentos e condições que coincidem com o que foi usado

Campo (cm ²)	Doses (Gy)						OF ($\Omega_{Q_{clin,msr}}^{f_{clin,msr}}$)				
	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	10.0	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0
Eclipse-AAA	1.05	1.40	1.58	1.66	1.70	1.85	0.57	0.75	0.85	0.90	0.92
Eclipse-AXB	0.96	1.40	1.56	1.64	1.68	1.83	0.53	0.76	0.84	0.88	0.90
MicroDiamante	0.85	1.38	1.57	1.64	1.68	1.83	0.48	0.77	0.86	0.90	0.92
Díodo	0.98	1.55	1.76	1.83	1.89	2.06	0.48	0.75	0.85	0.89	0.91
Filmes EBT3	0.59	1.37	1.59	1.69	1.70	1.80	0.33	0.76	0.89	0.94	0.94
SciMoCa	0.46	1.18	1.59	1.66	1.72	1.86	0.25	0.63	0.85	0.89	0.92

Tabela 6.3: Doses e fatores de output medidos por detetores e calculados em TPS.

no presente estudo. Tais equipamentos e condições coincidentes se referem a: acelerador linear Truebeam, detetores de microdiamante, díodo e filmes radiocrômicos EBT3 medidos a SSD de 95cm, a 5cm de profundidade.

As condições de medidas apresentadas no artigo em referência são as mesmas com as usadas para o presente estudo com diferenças apenas referentes ao sistema de colimação que foi através das jaws para o presente estudo através do MLC para o do referido artigo.

Valores de desvios em percentagem				
Tamanho de campo (cm ²)	0.5x0.5	1.0x1.0	2.0x2.0	3.0x3.0
Eclipse-AAA	8.92	3.04	1.13	0.29
Eclipse-AXB	15.40	2.48	2.25	1.80
AXB-SciMoCa	60.30	18.25	0.95	0.62
Detetor de microdiamante	22.76	1.00	0.11	0.30
Díodo-E	23.76	3.54	1.39	1.11
Filme EBT3	47.21	2.11	-2.70	-4.78

Tabela 6.4: Desvios em percentagem entre OFs medidos por vários detetores e calculados por TPS, relativamente ao artigo Dufreneix, S., et al.(2021).

Todos os dados referentes a determinação de fatores de output obtidos no presente estudo, foram comparados aos OFs apresentados nas tabelas do referido artigo de referência. Os valores de OFs que mais se aproximaram dos valores do Dufreneix foram considerados mais fiáveis e foram depois usados no cálculo de doses com os detetores de microdiamante e díodo.

Os valores de desvios em percentagem de todos os dados de fatores de output adquiridos neste estudo estão apresentados na tabela 6.4 para os campos 0.5, 1.0, 2.0 e 3.0 cm².

Os valores dos desvios percentuais apresentados na tabela 6.4 foram obtidos comparando o valor de cada detetor ou algoritmo de cálculo de dose com os valores da tabela do artigo em referência.

Em geral, há concordância entre os fatores de outup (OF) da literatura com os medidos em detetores de microdiamante, díodo e filme EBT3 para campos superiores a 0.5x0.5 cm²; e os

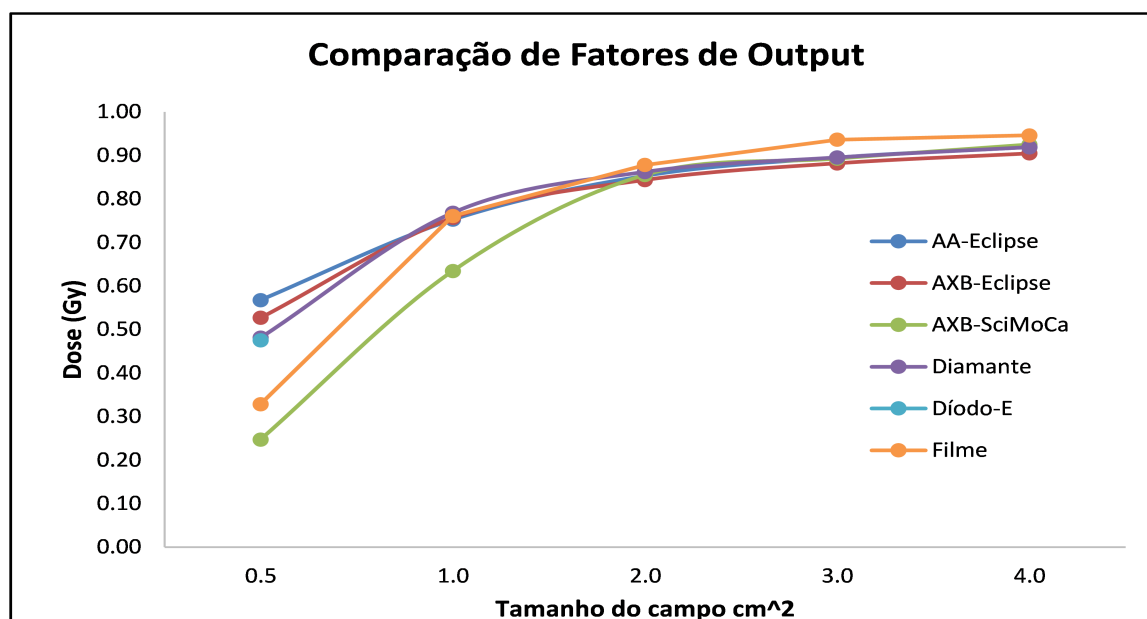


Figura 6.1: Comparação de Output factors

calculados por AAA e Acuros em campos de 1.0×1.0 cm até 3.0×3.0 cm² com desvios em termos de percentagem de até 4%.

Mas é o detetor de microdiamante que apresentou valores de OFs medidos mais próximos aos valores tabelados. Este detetor apresentou desvios percentuais de até 1% para os campos de 1.0 a 3.0 cm². Estes valores confirmam a maior confiança deste detetor para medidas em campos pequenos conforme descrito pelo TRS 483.

Para o menor campo em estudo, 0.5×0.5 cm², verificou-se uma elevada discrepância em relação aos valores de referência. Esta discrepância foi constatada em todos os sistemas de medidas e de cálculos utilizados. Para este campo, os valores percentuais mais baixos são dos algoritmos Eclipse-AAA e AXB com até 15% de desvio. Os restantes detetores apresentam desvios acima de 20% chegando até 60% para o caso do algoritmo SciMoCa.

O algoritmo AXB apresenta valores de OFs muito próximos aos calculados por AAA ambos com desvios percentuais de até 3% em relação ao Dufreneix.

O SciMoCa, em contraste com a discrepância de valores em percentagem para os campos mais pequenos de 0.5×0.5 cm² e 1.0×1.0 cm², constitui o segundo sistema com mais baixos desvios para os dois campos maiores (2.0×2.0 cm e 3.0×3.0 cm²).

Uma das razões de se obter elevados desvios percentuais com SciMoCa em campos mais pequenos, pode estar relacionado por alguma limitação nas configurações para o seu uso em campos pequenos, visto que é um programa em fase experimental de estudo.

6.4.3 Comparação de doses com Acuros XB

O principal objetivo deste estudo é validar o algoritmo AXB como algoritmo de cálculo de doses em campos pequenos. Daí que, todas doses deste algoritmo foram comparadas com os outros sistemas.

Os fatores de calibração para o detetor de microdiamante e do díodo aparecem em unidades de coulomb/gray (C/Gy). Para serem usados na determinação de dose, estes foram convertidos para Gy/C.

Tamanho de Campo (cm ²)	Valores de desvios em percentagem (%)					
	0.5 x 0.5	1.0 x 1.0	2.0x2.0	3.0x3.0	4.0x4.0	10.0x10.0
AAA	8.37	-0.57	1.14	1.51	1.58	1.35
SciMoCa	-109.57	-18.90	1.64	1.51	2.50	1.67
MicroDiamante	-13.71	-1.35	0.64	0.28	0.33	0.13
Díodo	1.69	9.20	10.99	10.81	11.07	11.42
Filme EBT3	-62.98	-2.69	1.89	3.38	1.29	-1.69

Tabela 6.5: Desvios em percentagem do Acuros XB comparadas com os restantes sistemas.

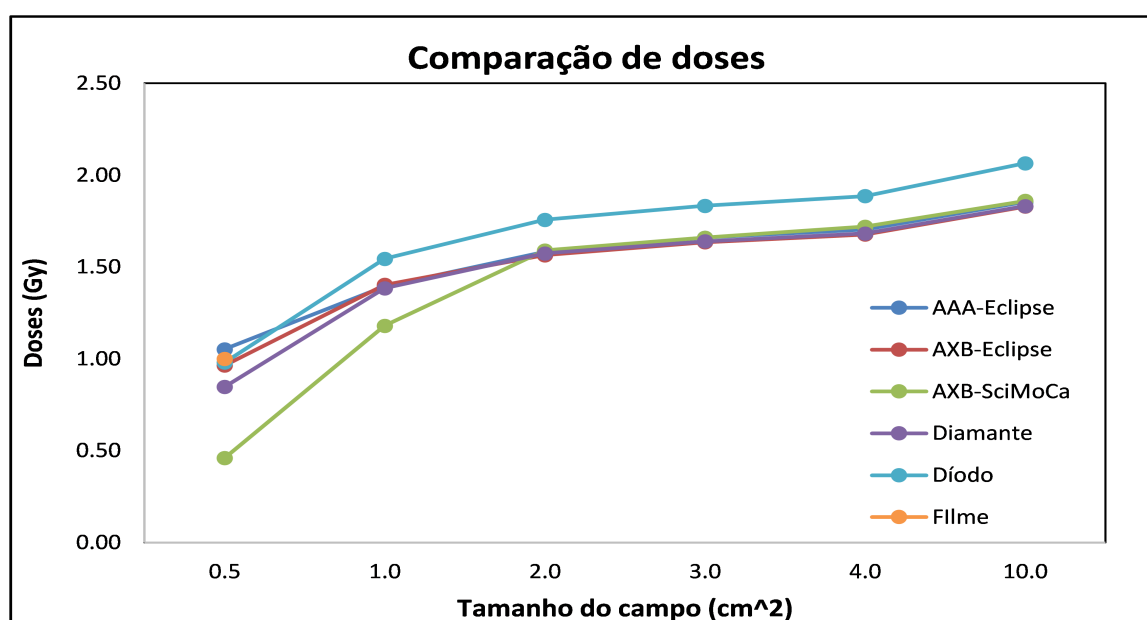


Figura 6.2: Comparação de doses medidas por detetores e calculadas por TPS.

Na tabela 6.5 estão mostrados os desvios em termos de percentagem entre as doses determinadas por todos sistemas de determinação de doses usados para os campos 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 e 10cm².

Os resultados mostram uma boa concordância entre as doses calculadas pelo algoritmo AXB comparadas ao AAA, Microdiamante, e Filme EBT3 para campos 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 e 10cm².

A comparação com SciMoCa mostra concordância de resultados a partir do campo 2.0 x 2.0cm². Para os primeiros dois tamanhos de campo, os resultados mostraram uma enorme discrepância nesta comparação, sendo 18.0% para o campo 1.0 x 1.0cm² e até -109% para o tamanho 0.5 x 0.5cm².

Tendo uma enorme discrepância para os primeiros dois tamanhos de campo, chegando até acima de 100% de diferença para o tamanho menor.

Para o menor campo em estudo (0.5 x 0.5cm²), todos os dados mostram concordância no que diz respeito à discrepância dos resultados que estão acima de 8% com exceção da dose medida por

díodo. Curiosamente, as medidas com o díodo apresentam enorme desvio percentual para todos os campos excetuando o campo menor.

As razões dos resultados das medidas com o díodo estarem quase todos desviados em comparação com o detector de diamante e de filmes EBT3 pode estar relacionado com as características do próprio dosímetro. Uma das características é apresentada por Charles [20] referindo que a densidade do volume ativo de silício que o díodo apresenta implica ter medidas relativas de doses maiores em relação às aquelas aplicáveis para água. Esta falta de equivalência também faz com que este exija muitas correções.

O volume sensível de um detector, sua densidade e composição atômica podem influenciar fortemente a precisão dosimétrica quando LCPE é perdido [28].

A falta de concordância em relação aos valores do campo menor pode ter explicações relacionadas à perda de equilíbrio lateral das partículas carregadas (LCPE). O grau de LCPE diminui com o tamanho do campo, e o output do feixe é reduzido ainda mais à medida que o sistema de colimação do feixe começa a obstruir a fonte primária de radiação [28].

Comparando apenas os dois algoritmos do mesmo sistema de planeamento de tratamento entre si, AAA e AXB, os resultados mostram valores de dose medidas por Acuros mais próximas das medidas do microdiamante. Isso remete a considerar que o algoritmo AXB é mais preciso no cálculo de doses em campos pequenos.

6.5 Perfis

Para além das doses e fatores de output, foram estudados de igual modo os perfis de dose para os campos pequenos.

O estudo de perfis foi feito a partir de detetores de filmes radiocrômicos irradiados todos a 1.5Gy de dose com SSD de 95cm a 5cm de profundidade para os campos $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$, $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$, $3.0 \times 3.0 \text{ cm}^2$ e $4.0 \times 4.0 \text{ cm}^2$.

Para permitir fazer as comparações, foram calculados perfis de dose com o algoritmo Acuros XB nas mesmas condições das medições com os dois grupos de detetores.

6.5.1 Perfis: Acuros-XB VS Filmes

Os filmes radiocrômicos do modelo GafChromic® EBT3 (Ashland, Specialty Ingredients, NJ) de dimensões de $8 \times 6 \text{ cm}^2$ foram usados para obtenção de perfis de dose no eixo central.

6.5.2 FWHM: Acuros XB VS Filmes

A largura máxima a meia altura ou FWHM (full width at half maximum) é definida como a distância do centro até aos dois pontos onde a intensidade do pico principal torna-se 50% do seu valor de

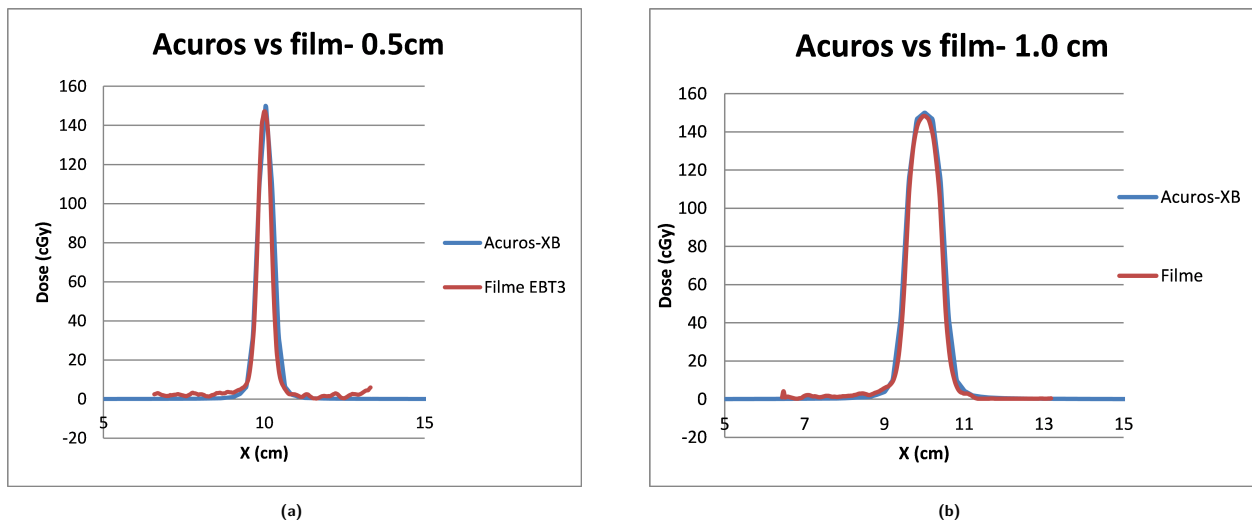


Figura 6.3: Perfis para os campos a) $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ e b) $1 \times 1 \text{ cm}^2$

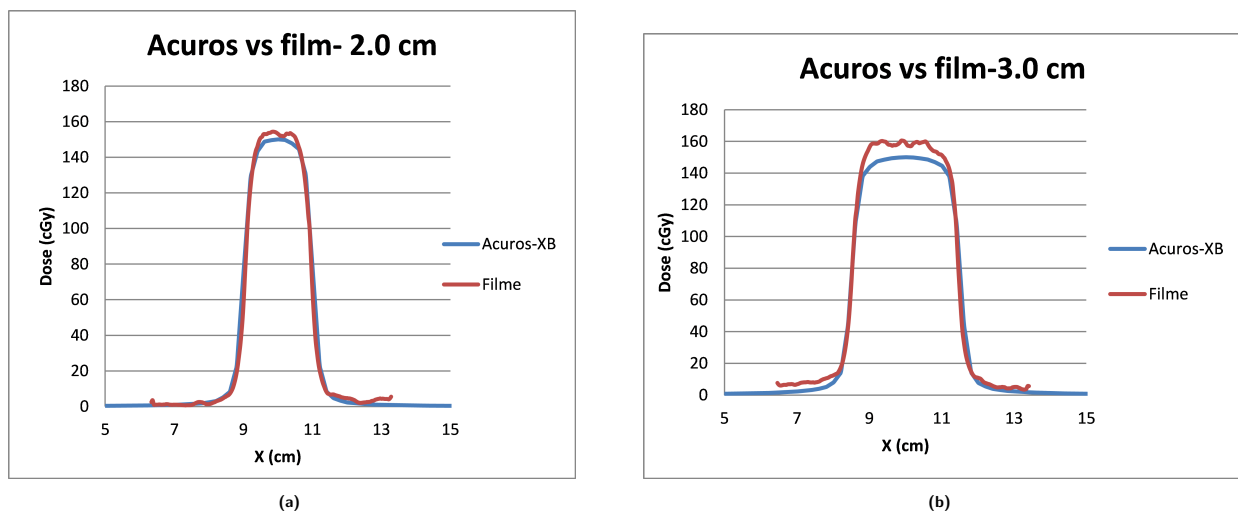


Figura 6.4: Perfis para os campos a) $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$ e b) $3 \times 3 \text{ cm}^2$

pico, ou seja, O FWHM é definido como duas vezes a distância do ponto central onde a intensidade do PSF torna-se metade do valor máximo [79].

A medição da divergência do feixe em várias distâncias da fonte é realizada expondo filmes orientados perpendicularmente ao eixo central do feixe a uma profundidade de Z_{max} . A largura total à meia altura (FWHM) do feixe é determinado em cada distância, e pode ser traçado formando uma linha reta [74].

Para este caso, os valores de FWHM foram determinados a partir dos dados de perfis medidos por filmes irradiados com 1.5 Gy em cada campo e os calculados por TPS eclipse-AXB. Os valores de FWHM foram determinados a partir de uma folha de calculo excel que o primeiro passo consistiu na determinação dos valores máximo e mínimo de doses de cada perfil medido e calculado. A metade da diferença dos valores máximo e mínimo $((D_{max} - D_{min})/2)$ encontrado corresponde ou é aproximado a dois valores de dose. Cada valor de Dose ($D1$ e $D2$) corresponde a um valor de medida (x): $D1 \rightarrow x1$ e $D2 \rightarrow x2$

O valor de FWHM é igual a diferença entre o segundo e o primeiro valor das profundidades de dose encontrados $(x2-x1)$.

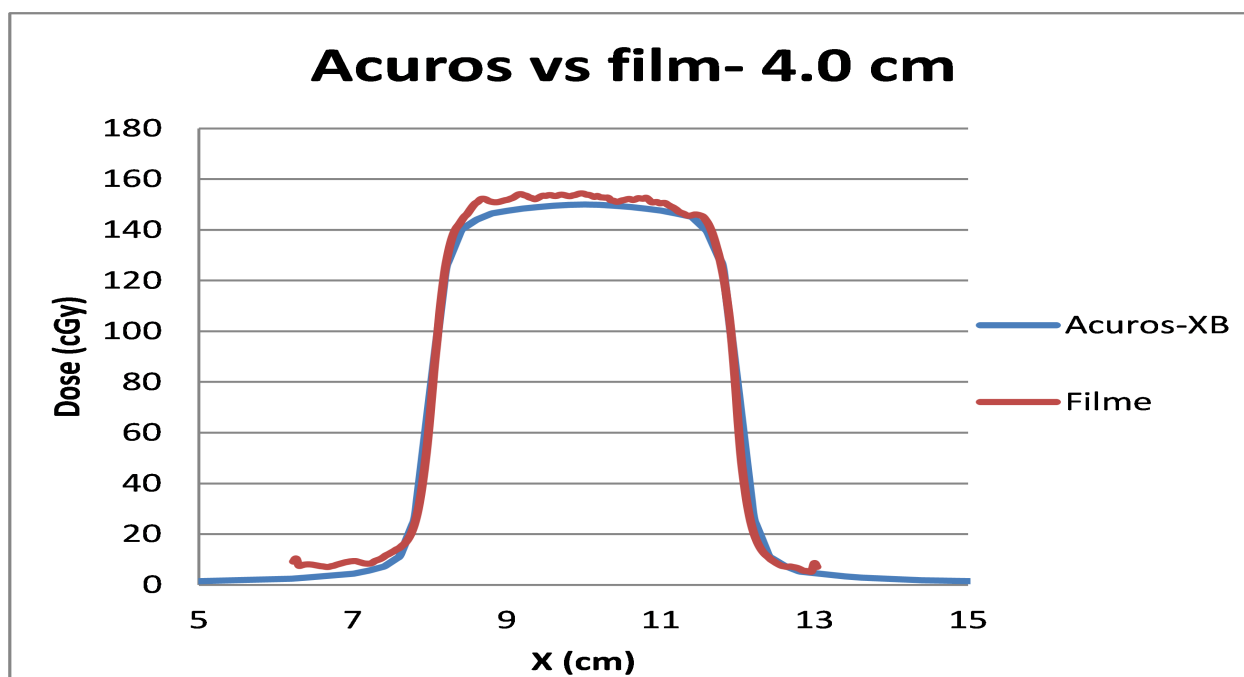


Figura 6.5: Perfis Acuros VS EBT3 para tamanho 4 x 4 cm²

Tamanho de campo (cm ²)	FWHM				
	0.5x0.5	1.0x1.0	2.0x2.0	3.0x3.0	4.0x4.0
Acuros XB	0.54	1.00	1.98	2.98	3.98
Filmes EBT3	0.46	1.00	1.87	2.89	3.92
Diferenças (%)	-17.77	0.00	-5.93	-3.04	-1.67

Tabela 6.6: Comparação de FWHM entre Acursos XB vs Filmes EBT3

Os valores de FWHM medidos por filmes e calculados por Acuros apresentam alguma aproximação para os campos 1.0, 2.0, 3.0 e 4cm². Uma maior diferença encontra-se no tamanho do campo menor que pode estar relacionado aos motivos de LCPE referidos nos parágrafos anteriores.

6.6 Conclusão

O detetor de microdiamante constitui um dos mais precisos dosímetros para medidas de doses e fatores de output para campos pequenos.

O cálculo de doses e fatores de output feito a partir do algoritmo Eclipse-AXB, mostrou concordância com as doses calculadas por AAA e SciMoCa, assim como com doses medidas por filmes radiocrômicos EBT3.

O Acuros XB mostrou resultados muito mais próximos das medidas feitas pelo detetor de microdiamante. A partir destes resultados pode-se concluir que o Acuros-XB é um algoritmo com excelente precisão no cálculo de doses em campos pequenos.

Capítulo 7

Conclusão geral

Várias atividades foram efetuadas no serviço de radioterapia do IPO-Porto. Foram apresentados 4 relatórios das principais atividades realizadas. As duas primeiras relatadas referem-se a atividades de rotina que fazem parte das principais responsabilidades da física médica em radioterapia.

Com os detetores verificados quanto a sua estabilidade (capítulo 3) e aceleradores lineares verificados e calibrados quanto aos parâmetros dos feixes e taxa de dose (capítulo 4), os equipamentos foram usados em segurança para dois estudos experimentais apresentados nos capítulos 5 e 6.

O estudo da dosimetria de filmes radiocrômicos mostrou validade do programa computacional ImageJ na comparação de doses com o programa comercial Doselab. O ImageJ pode ser usado para determinação de doses com precisão em filmes radiocrômicos para feixes de fótons de energias de megavoltagem usadas em radioterapia para os tamanhos de campos quadrados de 1, 2, 3, 4 e 10cm².

Na determinação de doses por ImageJ, a média de pelo menos três medidas para cada filme irradiado é necessária para eliminar pequenas imprecisões que podem ocorrer na definição manual da região da ROI.

Em campos pequenos, o estudo mostrou resultados que validam o algoritmo comercial Acuros XB como um algoritmo preciso na determinação de doses absorvidas em campos pequenos. A precisão de Acuros também foi mostrada na comparação de valores de FWHM e fatores de output.

O detetor de microdiamante mostrou ser mais preciso nas medidas em campos pequenos. Sendo que a comparação dos fatores de output medidos por este detetor com a literatura estavam abaixo de 1% em termos de desvio.

Bibliografia

- [1] ALDELAIJAN, S., AND DEVIC, S. Comparison of dose response functions for ebt3 model gafchromic™ film dosimetry system. *Physica Medica* 49 (2018), 112–118.
- [2] ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., HUQ, M. S., KILBY, W., KJÄLL, P., MACKIE, T., PALMANS, H., ROSSER, K., SEUNTJENS, J., ET AL. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical physics* 35, 11 (2008), 5179–5186.
- [3] ANDREO, P., BURNS, D., HOHLFELD, K., HUQ, M. S., KANAI, T., LAITANO, F., SMYTH, V., AND VYNCKIER, S. Iaea trs-398—absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *International Atomic Energy Agency* (2000).
- [4] ANDREO, P., HUQ, M. S., WESTERMARK, M., SONG, H., TILIKIDIS, A., DEWERD, L., AND SHORTT, K. Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: a comparison of the iaea trs-398 and previous international codes of practice. *Physics in Medicine & Biology* 47, 17 (2002), 3033.
- [5] ASPRADAKIS, M., BYRNE, J., PALMANS, H., DUANE, S., CONWAY, J., WARRINGTON, A., AND ROSSER, K. Ipem report 103: Small field mv photon dosimetry. Tech. rep., 2010.
- [6] ATTIX, F. 11.(1986) in "introduction to radiological physics and radiation dosimetry.
- [7] AYOGBIAN, N., ASL, A. S., POORBAYGI, H., AND JAVANSHIR, M. R. Gafchromic film dosimetry of a new HDR brachytherapy source. *Journal of applied clinical medical physics* 17, 2 (2016), 194–205.
- [8] BAGHERI, H., SOLEIMANI, A., GHAREHAGHAJI, N., MESBAHI, A., MANOUCHEHRI, F., SHEKARCHI, B., DORMANESH, B., DADGAR, H. A., ET AL. An overview on small-field dosimetry in photon beam radiotherapy: Developments and challenges. *Journal of cancer research and therapeutics* 13, 2 (2017), 175.
- [9] BENMAKHLOUF, H. *Key data for the reference and relative dosimetry of radiotherapy and diagnostic and interventional radiology beams*. PhD thesis, Department of Physics, Stockholm University, 2015.
- [10] BERGMAN, A. M., GETE, E., DUZENLI, C., AND TEKE, T. Monte carlo modeling of HD120 multileaf collimator on Varian TrueBeam linear accelerator for verification of 6x and

- 6x fff vmat sabr treatment plans. *Journal of applied clinical medical physics* 15, 3 (2014), 148–163.
- [11] BEYZADEOGLU, M., OZYIGIT, G., AND EBRULI, C. *Basic radiation oncology*. Springer Science & Business Media, 2010.
- [12] BEYZADEOGLU, M., OZYIGIT, G., AND SELEK, U. Central nervous system tumors. In *Radiation Oncology*. Springer, 2012, pp. 161–186.
- [13] BLASCO, A. S., CORTES, C. V., ARCUCH, V. S., LETELIER, R. B., AND CAPRIO, S. B. Radiation therapy for non-small cell lung cancer in the twenty-first century. *Cancer Management and Therapy* (2018), 107.
- [14] BORCA, V. C., PASQUINO, M., RUSSO, G., GROSSO, P., CANTE, D., SCIACERO, P., GIRELLI, G., PORTA, M. R. L., AND TOFANI, S. Dosimetric characterization and use of gafchromic ebt3 film for imrt dose verification. *Journal of applied clinical medical physics* 14, 2 (2013), 158–171.
- [15] BRADY, L. W., HEILMANN, H., AND MOLLS, M. *New technologies in radiation oncology*, vol. 86. Springer, 2006.
- [16] BREITMAN, K., RATHEE, S., NEWCOMB, C., MURRAY, B., ROBINSON, D., FIELD, C., WARKENTIN, H., CONNORS, S., MACKENZIE, M., DUNSCOMBE, P., ET AL. Experimental validation of the eclipse aaa algorithm. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 8, 2 (2007), 76–92.
- [17] BUFACCHI, A., CAROSI, A., ADORANTE, N., DELLE CANNE, S., MALATESTA, T., CAPPARELLA, R., FRAGOMENI, R., BONANNI, A., LEONE, M., MARMIROLI, L., ET AL. In vivo ebt radiochromic film dosimetry of electron beam for total skin electron therapy (tset). *Physica Medica* 23, 2 (2007), 67–72.
- [18] CASOLARO, P. Radiochromic films for the two-dimensional dose distribution assessment. *Applied Sciences* 11, 5 (2021), 2132.
- [19] CHAND, B., KUMAR, M., KUMAR, M., ET AL. Comprehensive review of small field dosimetry. *European Journal of Molecular & Clinical Medicine* 7, 7 (2020), 3595–3607.
- [20] CHARLES, P. H. *Very small field dosimetry*. PhD thesis, Queensland University of Technology, 2014.
- [21] CHERRY, P., AND DUXBURY, A. M. *Practical radiotherapy: physics and equipment*. John Wiley & Sons, 2019.
- [22] CHIU-TSAO, S.-T., NAPOLI, J. J., DAVIS, S. D., HANLEY, J., AND RIVARD, M. J. Dosimetry for ¹³¹Cs and ¹²⁵I seeds in solid water phantom using radiochromic ebt film. *Applied Radiation and Isotopes* 92 (2014), 102–114.
- [23] COSTA, F., SARMENTO, S., GOMES, D., MAGALHÃES, H., ARRAIS, R., MOREIRA, G., CRUZ, M. F., SILVA, J. P., SANTOS, L., AND SOUSA, O. In vivo dosimetry using gafchromic films during pelvic intraoperative electron radiation therapy (ioert). *The British journal of radiology* 89, 1063 (2016), 20160193.

- [24] CUSUMANO, D., FUMAGALLI, M. L., GHIEMMETTI, F., ROSSI, L., GROSSI, G., LANZAROTTI, R., FARISELLI, L., AND DE MARTIN, E. Sum signal dosimetry: A new approach for high dose quality assurance with gafchromic ebt 3. *Journal of applied clinical medical physics* 18, 2 (2017), 181–190.
- [25] DANCE, D., CHRISTOFIDES, S., AND MAIDMENT, A. D. Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students.
- [26] DARAFSHEH, A. Radiation therapy dosimetry: A practical handbook for in vivo dosimetry.
- [27] DAS, I. J. *Radiochromic film: role and applications in radiation dosimetry*. CRC Press, 2017.
- [28] DAS, I. J., FRANCESCON, P., MORAN, J. M., AHNESJÖ, A., ASPRADAKIS, M. M., CHENG, C.-W., DING, G. X., FENWICK, J. D., SAIFUL HUQ, M., OLDHAM, M., ET AL. Report of aapm task group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Medical physics* (2021).
- [29] DAS, I. J., MORALES, J., AND FRANCESCON, P. Small field dosimetry: What have we learnt? In *AIP Conference Proceedings* (2016), vol. 1747, AIP Publishing LLC, p. 060001.
- [30] DENG, J., AND XING, L. *Big data in radiation oncology*. CRC Press, 2019.
- [31] DEWERD, L. A., AND KISSICK, M. *The phantoms of medical and health physics*. Springer, 2014.
- [32] DHANESAR, S., DARKO, J., AND SCHREINER, L. Su-e-t-745: Convolution-superposition model for photon dose calculations of finite size cobalt-60 radiation source. *Medical Physics* 38, 6Part22 (2011), 3662–3662.
- [33] DOUGLASS, M. Eric j. hall and amato j. giaccia: Radiobiology for the radiologist, 2018.
- [34] DUFRENEIX, S., BELLEC, J., JOSSET, S., AND VIEILLEVIGNE, L. Field output factors for small fields: A large multicentre study. *Physica Medica* 81 (2021), 191–196.
- [35] EVANS, M. D., ET AL. Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students-EB Podgorsak, IAEA, Austria* (2005).
- [36] EZZELL, G. A., GALVIN, J. M., LOW, D., PALTA, J. R., ROSEN, I., SHARPE, M. B., XIA, P., XIAO, Y., XING, L., AND CEDRIC, X. Y. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of imrt: report of the imrt subcommittee of the aapm radiation therapy committee. *Medical physics* 30, 8 (2003), 2089–2115.
- [37] FRAGOSO, M., WEN, N., KUMAR, S., LIU, D., RYU, S., MOVSAS, B., MUNTHER, A., AND CHETTY, I. J. Dosimetric verification and clinical evaluation of a new commercially available monte carlo-based dose algorithm for application in stereotactic body radiation therapy (sb rt) treatment planning. *Physics in Medicine & Biology* 55, 16 (2010), 4445.
- [38] GAYOU, O. Compendium to radiation physics for medical physicists: 300 problems and solutions, 2015.

- [39] GLIDE-HURST, C., BELLON, M., FOSTER, R., ALTUNBAS, C., SPEISER, M., ALTMAN, M., WESTERLY, D., WEN, N., ZHAO, B., MIFTEN, M., ET AL. Commissioning of the varian truebeam linear accelerator: a multi-institutional study. *Medical physics* 40, 3 (2013), 031719.
- [40] GONZALEZ-LOPEZ, A., VERA-SANCHEZ, J.-A., AND LAGO-MARTIN, J.-D. Small fields measurements with radiochromic films. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India* 40, 2 (2015), 61.
- [41] GREENE, D., AND WILLIAMS, P. C. *Linear accelerators for radiation therapy*. CRC Press, 1997.
- [42] GRÉGOIRE, V., AND MACKIE, T. State of the art on dose prescription, reporting and recording in intensity-modulated radiation therapy (icru report no. 83). *Cancer/Radiothérapie* 15, 6-7 (2011), 555–559.
- [43] HUQ, M. S. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.
- [44] HUQ, S., MAYLES, P., BESA, C., ET AL. Transition from 2-d radiotherapy to 3-d conformal and intensity modulated radiotherapy. Tech. rep., IAEA-TECDOC, 2008.
- [45] JAN, S., LABA, T.-L., ESSUE, B. M., GHEORGHE, A., MUHUNTHAN, J., ENGELGAU, M., MAHAL, A., GRIFFITHS, U., MCINTYRE, D., MENG, Q., ET AL. Action to address the household economic burden of non-communicable diseases. *The Lancet* 391, 10134 (2018), 2047–2058.
- [46] JEONG, H., HAN, Y., KUM, O., KIM, C. H., PARK, J. H., ET AL. Development and evaluation of a phantom for multi-purpose dosimetry in intensity-modulated radiation therapy. *Nuclear engineering and technology* 43, 4 (2011).
- [47] JOHNS, H. E., AND CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*.
- [48] KAN, M. W., YU, P. K., AND LEUNG, L. H. A review on the use of grid-based boltzmann equation solvers for dose calculation in external photon beam treatment planning. *BioMed research international* 2013 (2013).
- [49] KHAN, F. M., AND GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [50] KNÖÖS, T. 3d dose computation algorithms. In *Journal of Physics: Conference Series* (2017), vol. 847, IOP Publishing, p. 012037.
- [51] LI, Z. Prescribing, recording, and reporting proton-beam therapy. *International Journal of Radiation Oncology ■ Biology ■ Physics* 73, 5 (2009), 1602.
- [52] MA, C., AND LI, J. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium? *Physics in Medicine & Biology* 56, 10 (2011), 3073.

- [53] MACÍAS, J., ORTIZ, A., CORTÉS-GIRALDO, M. A., PERALES-MOLINA, A. Á., ARRANS-LARA, R., JIMÉNEZ, R., AND MIRAS, H. Cloud mc, a cloud computing application for fast monte carlo treatment verification.
- [54] MAQBOOL, M. *An introduction to medical physics*. Springer, 2017.
- [55] MAYLES, P., NAHUM, A., AND ROSENWALD, J.-C. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [56] MENZEL, H.-G. International commission on radiation units and measurements. *Journal of the ICRU* 14, 2 (2014), 1–2.
- [57] MOBIUS MEDICAL SYSTEMS, V. . Doselab pro manual.
- [58] MURSHED, H. *Fundamentals of Radiation Oncology: Physical, Biological, and Clinical Aspects*. Academic Press, 2019.
- [59] MUSOLINO, S. V. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water; technical reports series no. 398, 2001.
- [60] NIKJOO, H., UEHARA, S., AND EMFIETZOGLOU, D. *Interaction of radiation with matter*. CRC press, 2012.
- [61] NIROOMAND-RAD, A., CHIU-TSAO, S.-T., GRAMS, M. P., LEWIS, D. F., SOARES, C. G., VAN BATTUM, L. J., DAS, I. J., TRICHTER, S., KISSICK, M. W., MASSILLON-JL, G., ET AL. Report of aapm task group 235 radiochromic film dosimetry: An update to tg-55. *Medical Physics* 47, 12 (2020).
- [62] OKUNO, E. Radiation biology.
- [63] ORGANIZATION, W. H., ET AL. Calibration of dosimeters used in radiotherapy. a manual.
- [64] ORGANIZATION, W. H., ET AL. Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy.
- [65] ORGANIZATION, W. H., ET AL. Who report on cancer: setting priorities, investing wisely and providing care for all.
- [66] PAIVA, C. R. E., DE ARAUJO GAYA, A. C., BOTTARO, M., AND DE ARAÚJO BEZERRA, R. F. Assessment of the body composition of brazilian boys: the bioimpedence method. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance* 4, 1 (2002), 37–45.
- [67] PALMANS, H., ANDREO, P., HUQ, M. S., SEUNTJENS, J., CHRISTAKI, K. E., AND MEGHZIFENE, A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of trs-483, the iaea–aapm international code of practice for reference and relative dose determination. *Medical physics* 45, 11 (2018), e1123–e1145.
- [68] PAPANIKOLAOU, N., BATTISTA, J., BOYER, A., KAPPAS, C., KLEIN, E., MACKIE, T., SHARPE, M., AND VAN DYK, J. Aapm report no. 85: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. *Report of Task Group*, 65 (2004).

- [69] PARWAIE, W., REFAHI, S., ARDEKANI, M. A., AND FARHOOD, B. Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons. *Journal of medical signals and sensors* 8, 3 (2018), 195.
- [70] PERANDER, K. Validating the algorithms aaa and acuros for calculation of dose from flattening filter free beams in heterogenous tissue-application to stereotactic radiotherapy of lung tumors. Master's thesis, NTNU, 2015.
- [71] PERNICKA, F., AND MCLEAN, I. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. International Atomic Energy Agency, 2007.
- [72] PIFFER, S., CASATI, M., MARRAZZO, L., ARILLI, C., CALUSI, S., DESIDERI, I., FUSI, F., PALLOTTA, S., AND TALAMONTI, C. Validation of a secondary dose check tool against monte carlo and analytical clinical dose calculation algorithms in vmat. *Journal of applied clinical medical physics* 22, 4 (2021), 52–62.
- [73] PODGORSK, E. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *Br. J. Cancer* 98, 5 (2008), 71–99.
- [74] PODGORSK, E. B., ET AL. *Radiation oncology physics*. IAEA Vienna, 2005.
- [75] PODGORŠAK, E. B., ET AL. *Radiation physics for medical physicists*, vol. 1. Springer, 2006.
- [76] PODGORŠAK, E. B., ET AL. *Radiation physics for medical physicists*, vol. 1. Springer, 2006.
- [77] PURDY, J. A., VIJAYAKUMAR, S., PEREZ, C. A., AND LEVITT, S. H. Physics of treatment planning in radiation oncology. In *Technical basis of radiation therapy*. Springer, 2006, pp. 69–106.
- [78] RAMOS, S. M. O., THOMAS, S., BERDEGUEZ, M. B. T., SÁ, L., AND SOUZA, S. Anthropomorphic phantoms-potential for more studies and training in radiology. *Int. J. Radiol. Radiat. Ther* 2, 4 (2017), 101–104.
- [79] REDDY, A. N. K., AND SAGAR, D. K. Half-width at half-maximum, full-width at half-maximum analysis for resolution of asymmetrically apodized optical systems with slit apertures. *Pramana* 84, 1 (2015), 117–126.
- [80] ROSENBLATT, E., AND ZUBIZARRETA, E. *Radiotherapy in cancer care: facing the global challenge*. International Atomic Energy Agency Vienna, 2017.
- [81] SAHA, G. B. *Physics and radiobiology of nuclear medicine*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [82] SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J. M., AND SEMPAY, J. Penelope-2006: A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. In *Workshop proceedings* (2006), vol. 4, Universitat de Barcelona, p. 7.
- [83] SANTURIO, G. V. Dosimetry for new radiotherapy modalities: Towards improved traceability for scintillator dosimetry in small mv photon beams.

- [84] SAWKA, M. N., CHEUVRONT, S. N., AND CARTER, R. Human water needs. *Nutrition reviews* 63, suppl_1 (2005), S30–S39.
- [85] SECO, J., AND VERHAEGEN, F. *Monte Carlo techniques in radiation therapy*. CRC press, 2013.
- [86] SHANI, G. *Radiation dosimetry instrumentation and methods*. CRC press, 2000.
- [87] SIDHU, N., ROUVAS, A., AND CADMAN, P. Use of a radioactive check device for redundancy check of ionization chambers. *Journal of applied clinical medical physics* 1, 4 (2000), 148–152.
- [88] SMITH, K., BALTER, P., DUHON, J., WHITE JR, G. A., VASSY JR, D. L., MILLER, R. A., SERAGO, C. F., AND FAIROBENT, L. A. Aapm medical physics practice guideline 8. a.: linear accelerator performance tests. *Journal of applied clinical medical physics* 18, 4 (2017), 23–39.
- [89] SOLIMANIAN, A., AND GHAFOORI, M. Standard calibration of ionization chambers used in radiation therapy dosimetry and evaluation of uncertainties.
- [90] SU, F.-C., SHI, C., AND PAPANIKOLAOU, N. Clinical application of gafchromic® ebt film for in vivo dose measurements of total body irradiation radiotherapy. *Applied Radiation and Isotopes* 66, 3 (2008), 389–394.
- [91] SYSTEMS, V. M. Eclipse photon and electron algorithms reference guide, 2015.
- [92] THWAITES, D. I., MIJNHEER, B., AND MILLS, J. A. Quality assurance of external beam radiotherapy. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency (2005), 407–450.
- [93] VAN DER MERWE, D., VAN DYK, J., HEALY, B., ZUBIZARRETA, E., IZEWSKA, J., MIJNHEER, B., AND MEGHZIFENE, A. Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the international atomic energy agency. *Acta oncologica* 56, 1 (2017), 1–6.
- [94] VAN DYK, J. Qa of computerized radiation treatment planning systems. *Book of Extended Synopses* (2006), 214.
- [95] VAN DYK, J., ET AL. The modern technology of radiation oncology. *Madison, WI: Medical Physics Publishing* (1999), 437–479.
- [96] VASSILIEV, O. N., WAREING, T. A., MCGHEE, J., FAILLA, G., SALEHPOUR, M. R., AND MOURTADA, F. Validation of a new grid-based boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Physics in Medicine & Biology* 55, 3 (2010), 581.
- [97] VIDETIC, G. M., VASSIL, A. D., AND WOODY, N. M. *Handbook of treatment planning in radiation oncology*. Springer Publishing Company, 2020.
- [98] WALTER, A. E., HANSEN, J. B., AND DEWERD, L. A. Evaluation of ionization chamber stability checks using various sources. *Physica Medica* 80 (2020), 327–334.

- [99] WAMBERSIE, A. ICRU report 62, prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). *ICRU News* (1999).
- [100] WEN, N., LU, S., KIM, J., QIN, Y., HUANG, Y., ZHAO, B., LIU, C., AND CHETTY, I. J. Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using gafchromicTM ebt3 films. *Radiation Oncology* 11, 1 (2016), 1–11.
- [101] WILLIAMS, M., AND METCALFE, P. Radiochromic film dosimetry and its applications in radiotherapy. In *AIP Conference Proceedings* (2011), vol. 1345, American Institute of Physics, pp. 75–99.
- [102] WOODINGS, S. J., WOLTHAUS, J. W., VAN ASSELEN, B., DE VRIES, J., KOK, J. G., LAGENDIJK, J., AND RAAYMAKERS, B. W. Performance of a ptw 60019 microdiamond detector in a 1.5 t mri-linac. *Physics in Medicine & Biology* 63, 5 (2018), 05NT04.
- [103] XU, X. G. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Physics in Medicine & Biology* 59, 18 (2014), R233.
- [104] XU, X. G., AND ECKERMAN, K. F. Handbook of anatomical models for radiation dosimetry.
- [105] YANI, S., DIRGAYUSSA, I. G. E., RHANI, M. F., SOH, R. C., HARYANTO, F., AND ARIF, I. Monte carlo study on electron contamination and output factors of small field dosimetry in 6 mv photon beam. *Smart Science* 4, 2 (2016), 87–94.