



CATOLICA
ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

SERVIÇO DE FÍSICA MÉDICA: CONTRIBUIÇÕES PARA A GARANTIA DA
QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

por

Ana Catarina Lopes Ramos

Julho 2023



CATÓLICA

ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

SERVIÇO DE FÍSICA MÉDICA: CONTRIBUIÇÕES PARA A GARANTIA DA QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

Relatório de Estágio apresentado à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade
Católica Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

por

Ana Catarina Lopes Ramos

Orientadora (Empresa): Dra. Joana Lencart

Tutora (Universidade): Doutora Ana Leite Oliveira

Julho 2023

Resumo

O presente relatório tem por base o estágio curricular realizado durante quatro meses no Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, E.P.E. (IPOP), no serviço de Física Médica, com o objetivo de obtenção de grau de Mestre no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica na Universidade Católica Portuguesa do Porto.

O relatório pretendeu expor um enquadramento teórico na área da Radioterapia e da Física Médica e explicar as principais atividades desenvolvidas como estagiária. A Radioterapia é focada no tratamento oncológico através do uso de radiação ionizante, para tratamento de quase todos os tipos de cancro. A física médica é uma especialidade da física que se concentra na aplicação de princípios e técnicas físicas na área da medicina.

As atividades relatadas no trabalho são referentes ao controlo da qualidade dos aceleradores lineares e os principais parâmetros avaliados: testes mecânicos, testes dosimétricos, *LINACHEK* e verificação de parâmetros de feixes de fótons de energias 6MV e 15 MV e eletrões de energias 6MeV, 9MeV e 12 MeV no equipamento do modelo *Varian* DHX, de acordo com o protocolo TRS 398. Após análise de resultados, verificou-se que todos os parâmetros estavam de acordo com as tolerâncias estabelecidas e o acelerador estaria pronto a ser usado.

O segundo trabalho prático consistiu no controlo da qualidade dos planos de tratamento dos doentes, através de dois métodos diferentes: através do EPID ou da matriz de câmaras de ionização.

A dosimetria de filmes radiocrómicos consistiu na determinação das curvas de calibração utilizando energias de 6MeV e 9MeV e na irradiação de filmes *GAFChromic EBT-3* num campo de 10x10cm com SSD de 100cm. Posteriormente foram digitalizados e determinadas as densidades óticas através do software *DoseLab-Pro* e por fim determinada a dose presente nos filmes radiosensíveis.

No último trabalho prático foram analisados 34 tipos de pensos diferentes, expostos a energias de 6MeV e 9MeV, avaliando e quantificando a dose e o efeito que esta poderia ter na pele do doente. Concluiu-se que os pensos não saturados apresentam uma atenuação em relação aos saturados, e que a dose depositada no filme radiosensível é superior na presença de pensos saturados.

Palavras-chave: Radioterapia, Acelerador linear, Controlo qualidade, *GAFChromic EBT-3*.

Abstract

This internship report is based on the curricular internship carried out during four months at the Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, E.P.E. (IPOP), in the Medical Physics service, in order to obtain a Masters degree as part of the Master's in Biomedical Engineering at the Universidade Católica Portuguesa do Porto.

The report aimed to present a theoretical framework in the area of Radiotherapy and Medical Physics and explain the main activities developed as a trainee. Radiotherapy is defined as a medical specialty focused on cancer treatment through the use of ionizing radiation to treat almost all types of cancer. Medical physics is a specialty of physics that focuses on the application of physical principles and techniques in the field of medicine.

The activities reported in the work are related to the quality control of linear accelerators and the main parameters evaluated: mechanical tests, dose profiles, homogeneity and symmetry, quality index, dose rate, LINACHEK and verification of parameters of photon beams of energies 6MV and 15 MV and electrons of energies 6MeV, 9MeV and 12 MeV in the Varian DHX model equipment, according to the TRS 398 protocol. After analysing the results, it was found that all parameters were in accordance with the established tolerances and the accelerator would be ready for use.

The second practical work consisted of quality control of the patient treatment plans, using two different methods: through EPID or the ionization chamber array.

Dosimetry of radiochromic films consisted of determining calibration curves using energies of 6MeV and 9MeV, and irradiating GAFChromic EBT-3 films in a 10x10cm field with 100cm SSD and then scanning and determining the optical densities, using DoseLab-Pro software and finally determining the dose present in the radiosensitive films.

Finally, in the last practical work, 34 different types of dressings were analysed, exposed to energies of 6MeV and 9MeV, evaluating and quantifying the dose and the effect it could have on the patient's skin. It is concluded that unsaturated dressings have a higher attenuation than saturated ones, and that the dose deposited in the radiosensitive film is higher in the presence of saturated dressings.

Keywords: Radiotherapy, Linear accelerator, Quality Assurance, *GAFChromic EBT-3*.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao Instituto Português de Oncologia do Porto pela oportunidade de realização de estágio, num local que para mim sempre foi muito especial.

Agradecer também à equipa de física médica, à Dra. Joana Lencart, diretora do serviço de física médica, ao Dr. Filipe Dias e à Dra. Catarina Souto, físicos médicos, por todo o apoio e insistência prestados no processo de estágio, tendo-me acompanhado do início ao fim demonstrando toda a disponibilidade necessária ao longo do processo de estágio.

À minha orientadora na Universidade Católica Portuguesa do Porto, professora Ana Oliveira por todo o apoio dado, bem como a disponibilidade para atingir o objetivo pretendido desde o início deste trabalho.

À minha família, sobretudo aos meus pais, irmão, prima, madrinha e ao meu namorado por estarem sempre presentes em todas as etapas da minha vida e me apoiarem incondicionalmente.

À Áurea, Sofia, Mariana e Simone por me acompanharem desde o início do meu percurso académico. A presença delas foi crucial para chegar até aqui e não há palavras suficientes que possam descrever a sua importância.

Índice

Resumo.....	V
Agradecimentos.....	IX
Índice.....	XI
Lista de Tabelas.....	XV
Lista de abreviaturas.....	XVII
1.1. Objetivo	19
1.2. Organização	20
2. Introdução teórica.....	21
2.1. O que é a radioterapia	21
2.1.1. Tipos de radioterapia	22
2.1.2. Formas de usar a radioterapia.....	23
2.1.3. Volumes de tratamento.....	24
2.1.4. Efeitos colaterais da radioterapia	25
3. O que é a física médica	25
3.1. Aceleradores lineares.....	27
3.1.1. Produção de Raios X.....	29
3.2. Principais métodos de medida	31
3.2.1. Câmaras de ionização.....	31
Tipos de câmara de ionização	31
3.2.2. Fantomas	33
Fantoma de água	34
Fantomas antropomórficos.....	34
Fantomas físicos.....	35
Fantomas computacionais	36
3.3. Filmes radiocrômicos	36
3.3.1. Flatbed Scanners	38

4. Conceitos fundamentais	39
4.1. Quantidades Dosimétricas	39
4.1.1. Determinação da dose	40
4.1.2. Fatores de correção	40
5. Trabalho prático	42
5.1. Controlo da qualidade dos aceleradores lineares.....	42
5.1.2. Principais parâmetros avaliados no controlo da qualidade	43
5.2. Trabalho Prático: Desempenho de um acelerador linear clínico	47
5.2. Desempenho do acelerador – verificação mensal e anual	53
5.3. Controlo da qualidade dos planos de tratamento	53
5.3.1. Objetivo do PSQA	54
5.3.2. Principais metodologias	54
5.3.3. PSQA utilizando o EPID.....	54
5.3.4. PSQA utilizando a matriz de câmaras de ionização.....	57
5.4. Dosimetria com filmes radiocrómicos.....	59
5.4.1. Descrição dos filmes radiocrómicos	59
5.5. Calibração de filmes EBT3.....	61
5.4. Avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose	65
6. Discussão e conclusão	69
Bibliografia.....	71
Apêndice.....	78
Apêndice I.....	78
Apêndice II e III	78
Anexos.....	82
Anexo I	82
Anexo II.....	83

Lista de Figuras

Figura 1- Principais volumes de planeamento da radioterapia. ^[7]	25
Figura 2- Acelerador linear produtor de feixes de eletrões e de fotões de alta energia (na gama dos MeV). ^[10]	27
Figura 3- Componentes externos de um Linac. ^[11]	28
Figura 4- Componentes internos de um Linac. ^[11]	29
Figura 5- Diagrama de funcionamento de uma câmara de ionização. ^[13]	31
Figura 6- Câmara de ionização PTW Farmer 30013. ^[27]	32
Figura 7- Câmara de ionização PTW Semiflex 31010. ^[27]	32
Figura 8- Câmara de ionização PTW Roos 34001. ^[27]	33
Figura 9- Fantoma de água. ^[27]	34
Figura 10- Fantoma antropomórfico físico.	35
Figura 11- Estrutura de alguns tipos de filmes radiocrómicos. ^[68]	37
Figura 12- Eletrómetro PTW UNIDOS E utilizado para medição de dose.	47
Figura 13- Folha Excel de cálculo de dose para eletrões.	49
Figura 14- PDD para fotões 6MV.	50
Figura 15- PDD para fotões 15 MV.	50
Figura 16- Perfil de dose para fotões 6MV	50
Figura 17- Perfil de dose para fotões 15 MV	50
Figura 18- LINACHEK. ^[42]	51
Figura 19- Diagrama do plano de tratamento do doente através do EPID.	55
Figura 20- Análise gama e comparação do mapa de fluência de um doente com tumor na próstata.	56
Figura 21- Acelerador linear com o EPID.	
Figura 22- EPID com projeção do campo aberto.	57
Figura 23- Valores de homogeneidade e simetrias no BeamAdjust.	58
Figura 24- Octavius detector 1500.	58
Figura 25- Diagrama do plano de tratamento do doente através da matriz.	59
Figura 26- Estrutura do filme radiocrómico GAFChromic EBT-3. ^[42]	60
Figura 27- Orientação do filme GAFChromic EBT-3, lote 828204, relativamente ao sentido de digitalização no scanner.	61
Figura 28- Marcação da orientação do filme.	61
Figura 29- Irradiação dos filmes radiocrómicos GAFChromic EBT-3.	62

Figura 30- Filmes radiocrómicos após irradiação para curva de calibração de 6 MeV.....	62
Figura 31- Filmes radiocrómicos após irradiação para curva de calibração de 9 MeV.....	62
Figura 32- Digitalizador Epson Expression 10000XL.....	63
Figura 33- Valores obtidos de OD através de uma ROI no DoseLab.....	64
Figura 34- Curva de calibração dos filmes GAFChromic EBT-3 para energia de 6MeV.....	65
Figura 35- Curva de calibração dos filmes GAFChromic EBT-3 para energia de 9MeV.....	65
Figura 36- Penso B não saturado 6MeV.	
Figura 37- Penso B Saturado 6MeV.	68
Figura 38- Penso B não saturado 9MeV.	
Figura 39- Penso B Saturado 9MeV.	68
Figura 40- Resultados de DLGs para energia de 6MV.....	82
Figura 41- Gráfico referente aos resultados de DLGs.	82
Figura 42- Resultados de cunhas para 6MV e 15MV.....	83
Figura 43- DoseLab.....	83
Figura 44- Conversão de imagens OD em dose de acordo com a curva de calibração.	84
Figura 45- Determinação da dose sob o penso.....	84

Lista de Tabelas

Tabela 1- Propriedades físicas de alguns tecidos do corpo humano e respectivos materiais equivalentes. ^[23]	35
Tabela 2- Condições de referência para determinar a dose absorvida em água para o feixe de 60-C0 de acordo com TRS398.	45
Tabela 3- Características físicas dos detetores utilizados na medição de dose.	48
Tabela 4- Valores obtidos na medição de dose para fótons e elétrons no acelerador linear Clinac DHX5.	49
Tabela 5- PDDs obtidos para fótons na profundidade de referência.	49
Tabela 6- PDDs obtidos para elétrons na profundidade de referência.	49
Tabela 7- Valores obtidos de homogeneidade e simetria para fótons e elétrons.	50
Tabela 8- Valores obtidos dos PDDs de fótons.	51
Tabela 9- Valores obtidos pelo LINACHEK.	52
Tabela 10- Testes de MLC e Cunhas.	53
Tabela 11- Resultados da análise gama.....	57
Tabela 12- Valores obtidos de dose de determinados pensos estudados.	67
Tabela 13- Condições de referência para determinar a qualidade do feixe de elétrons R50. ^[29]	78
Tabela 14- Verificações mensais dos aceleradores lineares. ^[67]	78
Tabela 15- Verificações anuais dos aceleradores lineares. ^[67]	80

Lista de abreviaturas

IPOP- Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, E.P.E. (IPOP)

DNA- Ácido desoxirribonucleico

IMRT- Intensity modulated radiation therapy

VMAT- Volumetric Modulated Arc Therapy

3DCRT- 3D Conformal Radiation

SRT- Stereotactic Radiation Therapy

PTV- Planning Target Volume

GTV- Gross Tumor Volume

CTV- Clinical Target Volume

TC- Tomografia computadorizada

PET-CT- Tomografia por emissão de positrões

PMMA- Polimetilmetacrilato

IORT- Intraoperative Radiation Therapy

LINAC- Linear accelerator

SSD- Source Surface Distance

UM- Monitor Units

MPV- Mean Pixel Value

OD- Optical Density

ROI- Region of interest

nOD- Net Optical Density

QA- Quality Assurance

MLC- Multileaf Collimator

IAEA- International Atomic Energy Agency

PSQA- Patient Specific Quality Assurance

ICRU- Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

1. Introdução

A Radioterapia é uma especialidade médica focada no tratamento oncológico através do uso de radiação ionizante, sendo utilizada para tratar a maioria dos cancros, em que mais de metade dos doentes que têm cancro recorrem a radioterapia como parte do tratamento.^[1] Apesar dos efeitos secundários causados é considerado um tratamento eficaz, uma vez que 4 em 10 curas de cancro incluem a radioterapia como parte do plano de tratamento.^[1]

Existem quatro principais áreas profissionais que são fundamentais para a área de radioterapia: médicos radioncologistas, técnicos de radioterapia, físicos médicos e dosimetristas.

O presente trabalho é fundamentado no relatório de estágio de mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade Católica Portuguesa realizado durante quatro meses no serviço de Física Médica do Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, E.P.E. (IPOP)

O IPOP, tem como objetivo primordial a prestação de cuidados de saúde no domínio da oncologia, em tempo útil, centrada no doente, sendo o foco a prevenção, diagnóstico, investigação, formação e ensino no domínio da oncologia, a fim de assegurar elevados níveis de eficiência e qualidade nos serviços prestados.

1.1. Objetivo

O presente relatório tem como principal objetivo a apresentação do trabalho desenvolvido ao longo de quatro meses de estágio no serviço de física médica do IPOP, que englobou a observação de todo o trabalho realizado e responsabilidades de um físico médico num serviço de radioterapia externa, nomeadamente nas seguintes funções: diagnóstico por imagem, proteção radiológica, pesquisa e desenvolvimento, planeamento de tratamentos, controlos da qualidade, dosimetria clínica e garantia da segurança do doente.

No que diz respeito ao trabalho desenvolvido, consistiu nas atividades realizadas como o controlo da qualidade dos aceleradores lineares e os principais parâmetros avaliados durante a realização dos mesmos e o controlo da qualidade do paciente através do uso do EPID e da matriz de câmaras de ionização.

Foi também realizada a calibração dos filmes *GAFChromic EBT-3* e seguidamente, utilizadas as curvas de calibração para uma avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose.

1.2.Organização

O relatório de estágio divide-se na apresentação de todas as atividades exercidas durante a realização do estágio.

Numa fase inicial foi introduzida uma explicação do que é a radioterapia, os tipos existentes de radioterapia e os efeitos colaterais que podem advir.

No terceiro ponto, é explicado o serviço de física médica e todas as atividades exercidas neste departamento no dia a dia do serviço.

No seguinte ponto, é introduzido todo o material existente para a realização de atividades no serviço, como os aceleradores lineares presentes no IPOPOP, como são produzidos os Raios-X, os principais métodos de medida, os tipos de câmaras de ionização, os fantomas existentes e quais os utilizados na área e ainda uma breve introdução aos filmes radiosensíveis que serão utilizados no trabalho prático.

No quarto ponto é descrita informação dos conceitos fundamentais de dosimetria, como o cálculo de quantidades dosimétricas, como é determinada a dose e os fatores de correção existentes.

Por fim, foram descritas todas as atividades práticas realizadas.

2. Introdução teórica

2.1. O que é a radioterapia

A história da radioterapia remonta ao final do século XIX, quando os cientistas através de descobertas científicas, tentativas erro e avanços tecnológicos, descobriram que através da radiação seria possível eliminar células cancerígenas. [2]

No ano de 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios-X que em poucos meses se tornaram uma ferramenta importante no diagnóstico médico, passado três anos o físico francês Antoine-Henri Becquerel descobriu a radioatividade natural para posteriormente ser utilizada no tratamento do cancro. [2]

Em 1898, Marie e Pierre Curie descobriram o elemento radioativo urânio e no ano a seguir, em 1899 descobriram o elemento radioativo polônio, concluindo que as substâncias radioativas podiam emitir partículas alfa e beta, bem como raios gama. [2] No início do século XX, a radioterapia começou a ser utilizada para tratamento de cancro, nomeadamente cancro de pele, contudo os tratamentos eram frequentemente dolorosos e os médicos não tinham uma compreensão clara de como a radiação afetava as células saudáveis do corpo. [2]

Com o tempo, os avanços tecnológicos e a compreensão científica da radioterapia melhoraram significativamente, os médicos começaram a usar técnicas de fracionamento, dividindo o tratamento em sessões de frações menores, com vista a minimizar os efeitos colaterais e maximizar a eficácia.

A radioterapia é um tratamento localizado do cancro que recorre a radiação ionizante, como raios X, raios gama ou feixes de prótons ou elétrons. É aplicada diretamente na área do corpo onde se localiza o mesmo com o objetivo de danificar o DNA das células cancerosas, impedindo que se continuem a multiplicar, não descurando os danos causados às células saudáveis e livres de cancro e os órgãos adjacentes. [1]

Na radiação ionizante, os efeitos nocivos resultam da ionização ou ejeção de elétrons das moléculas dentro das células, em que todos os fótons produzidos pela radiação contêm energia suficiente para provocar ionizações. [3]

Contudo, os danos biológicos são maioritariamente causados pela ejeção de elétrons, que ao colidirem com as moléculas provocam ionização. [3] Uma vez que as moléculas ionizadas possuem uma reatividade elevada e sofrem alteração nas ligações químicas frequentemente, pode provocar o rompimento da estrutura de macromoléculas, como o DNA, e levar a

consequências graves caso as mesmas não sejam reparadas a tempo^[3]. Logo, das consequências de uma lesão permanente do DNA, podem advir consequências grandes e na maioria das vezes letal para a célula.^[3]

O cancro é um termo médico utilizado para denominar um vasto conjunto de doenças caracterizadas pela proliferação anormal de células, em que na maioria das vezes se forma uma “massa” chamada de tumor. São classificados de acordo com o tipo e localização do tecido, podendo ser carcinomas, sarcomas, melanomas, linfomas e leucemias.

Pode ter início em qualquer parte do corpo humano, uma vez que é constituído por triliões de células.

Existem dois tipos de radioterapia: utilizando uma fonte de radiação externa ao corpo – Radioterapia Externa (RTE) ou utilizando fontes de radiação localizadas dentro do tumor – Braquiterapia (BT).

Podemos ainda considerar radioterapia, a terapia metabólica com radionuclídeos, embora esta técnica esteja mais associada à Medicina Nuclear.

2.1.1. Tipos de radioterapia

Radioterapia Externa: radiação emitida por uma fonte distante a partir do exterior do corpo e dirigida ao local do cancro do doente. Os sistemas que produzem diferentes tipos de radiação para a radioterapia externa incluem máquinas de raios-X de ortovoltagem, máquinas de Cobalto-60, aceleradores lineares para produção de feixes de eletrões e de fótons de alta energia e ciclotrões para produção de feixes de prótons ou iões pesados. Este tipo de radioterapia é utilizado para tratar tumores como cancros da área da cabeça e pescoço, cancro da mama, pulmão, cólon e próstata.

Intensity modulated radiation therapy (IMRT): é uma técnica de radioterapia na qual a forma do campo de radiação é a área do corpo de tratamento, inalterável durante o tratamento. O campo de radiação é moldado de modo que apenas a zona do tumor receba uma dose elevada e à volta do tumor nenhuma ou uma baixa dose de radiação.

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT): é uma técnica de radioterapia de IMRT em que a principal diferença é que o aparelho de tratamento se move em arco em torno do doente durante o tratamento, permitindo realizar ainda mais alterações no campo de radiação.

3D Conformal Radiation Therapy (3DCRT): é uma técnica que utiliza tecnologias de imagem para gerar imagens tridimensionais em que a radiação é altamente focada nos tumores, poupando os tecidos saudáveis próximos.

Steriotactic Radiation Therapy: Este tipo de radioterapia utiliza equipamento especial para posicionar o doente, como máscaras e moldes corporais (almofada rígida adaptável ao corpo dos pacientes administrando doses mais elevadas de radiação no tratamento). [4]

Stereotactic Radiosurgery (SRS): Não se trata de todo de uma cirurgia, em vez disso são utilizadas imagens 3D para direcionar doses elevadas de radiação diretamente na área a tratar, diminuindo o impacto no tecido saudável circundante. Esta técnica utiliza dezenas de feixes pequenos para tratamento de cancro na cabeça e pescoço. [30]

A braquiterapia consiste na colocação de fontes de radiação o mais próximo do local tumoral, por vezes inseridas diretamente no tumor. Este método é sobretudo eficaz no tratamento de cancro do útero, próstata, mama e certos cancros de cabeça e pescoço. [5]

Braquiterapia: é um procedimento utilizado para tratar certos tipos de cancro, como o cancro da próstata, do colo do útero e da mama e envolve a colocação de um material radioativo no interior do corpo, recorrendo a uma agulha ou um cateter especial. [30]

Braquiterapia eletrónica: consiste na utilização de fontes de raios-x de reduzidas dimensões sem conter isótopos funcionando numa gama entre os 50 e 100 kVp. É administrada uma elevada taxa de dose e radiação de baixa energia, colocando uma fonte dentro do aplicador e fornecendo energia para administrar uma dose precisa de radiação. [44], [45]

Intraoperative Radiation Therapy (IORT): Consiste na aplicação de uma única dose elevada de radiação numa área de tratamento exposta cirurgicamente, afetando o menos possível o tecido circundante. [30]

2.1.2. Formas de usar a radioterapia

Existem diferentes formas de a radioterapia ser utilizada, entre as quais:

Radioterapia curativa: é um tratamento no qual o objetivo é destruir um tumor ou impedir o seu crescimento, em que o propósito é controlar a evolução e curar e/ou diminuir as dores.

Radioterapia adjuvante ou neoadjuvante: é utilizada antes, depois ou em conjunto com outros tratamentos, tais como a cirurgia e a quimioterapia, tornando os tratamentos mais eficazes.

Radioterapia paliativa: é utilizada para diminuir a dor e os sintomas que advém associados a um cancro, tornando-o mais pequeno ou impedindo-o de se espalhar, não tendo como objetivo a cura.

2.1.3. Volumes de tratamento

A radioterapia é um tratamento localizado e a definição do tumor e dos volumes-alvo é vital para o êxito da sua execução, sendo definidos tendo em conta a localização do tumor e os órgãos em risco na vizinhança.

Os volumes de tratamento para planeamento de radioterapia foram definidos em relatórios da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*ICRU*). No ano de 1993 foram publicados os relatórios *ICRU 50*, em 1999 para radioterapia externa com fótons, em 2004 o *ICRU 71* para radioterapia com eletrões e em 2007 para radioterapia com prótons o *ICRU 78*.^[7]

Através do desenvolvimento de novas técnicas de tratamento, como as técnicas de IMRT, foi publicado um novo relatório em 2014 tendo como objetivo a apresentação de novas considerações para planeamento, prescrição e registos para distribuições de doses em gradientes. Estas novas considerações incluem a adoção de histogramas de dose-volume para especificações de dose.^[7]

Existem três volumes principais no planeamento da radioterapia: primeiro é a posição e a extensão do tumor macroscópico, o que é visível e palpável, denominado de volume tumoral macroscópico (GTV), o segundo aborda o GTV mais uma margem para a disseminação subclínica da doença que por vezes pode não ser visível, volume alvo clínico (CTV), sendo de extrema relevância uma vez que o volume tem de ser tratado adequadamente para alcançar a cura. Por último, o volume-alvo de tratamento (Planning Target Volume – PTV) permite a inclusão de incertezas no planeamento e/ou aplicação do tratamento, garantindo que a dose é efetivamente administrada ao CTV.^[7]

Apenas dois volumes são definidos por médicos oncologistas antes do tratamento, o Gross Tumor Volume (GTV) e Clinical Target Volume (CTV).

O GTV, é o mais acessível de definir, corresponde a uma extensão palpável e visível da localização do tumor, é um volume macroscópico determinado por exames clínicos e

modalidades de imagem. Normalmente, considera-se que corresponde à zona do tumor onde a densidade de células tumorais é muito elevada. [7]

O segundo, CTV, contém o GTV mais uma margem para a disseminação subclínica da doença, assumindo que a densidade das células tumorais no CTV é menor do que no GTV e consequentemente a dose administrada é menor. [7]

Por fim, o PTV é um conceito geométrico concebido para assegurar que a dose de prescrição de radioterapia é efetivamente administrada ao CTV, trata-se de um volume relacionado com o isocentro do acelerador linear e não com a anatomia do doente.

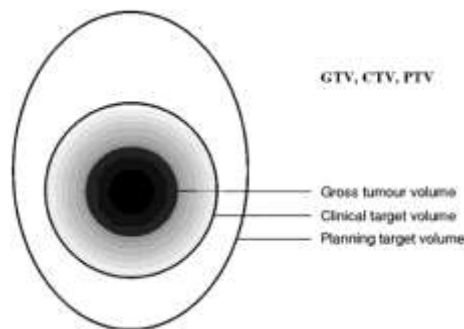


Figura 1- Principais volumes de planeamento da radioterapia. [7]

2.1.4. Efeitos colaterais da radioterapia

É importante referir que a radioterapia pode vir a ter efeitos secundários, temporários ou permanentes, caso a radiação danifique as células saudáveis próximas à zona lesada.

Os efeitos secundários podem variar, dependendo da dose administrada, da zona do corpo lesada, ou até mesmo do estado de saúde do paciente, sendo os mais comuns: fadiga, boca seca e/ou feridas na boca, náuseas e/ou vômitos, problemas intestinais e urinários, queda de cabelo e infertilidade, consoante a área anatómica irradiada.

3. O que é a física médica

A física médica é uma especialidade da física que se concentra na aplicação de princípios e técnicas físicas na área da medicina. Os físicos médicos desempenham um papel fundamental nos serviços de saúde, aplicando os conhecimentos em física para ajudar no diagnóstico, tratamento e prevenção de doenças. [8]

O papel dos físicos médicos no serviço de saúde pode ser dividido em diversas áreas:

Radioterapia: são responsáveis pela planificação e entrega precisa do tratamento de cancro, trabalhando em conjuntos com os radioncologistas e radioterapeutas para tornar o tratamento mais eficaz e seguro, assegurando que a dose de radiação seja direcionada ao tumor e os tecidos saudáveis à volta sejam protegidos.

Diagnóstico por imagem: detém um papel crucial no desenvolvimento e operação de equipamentos de diagnóstico por imagem, garantindo que os equipamentos estejam calibrados corretamente. São realizados testes de qualidade de modo a garantir imagens precisas, como ressonância magnética, tomografia computadorizada (TC), ultrassom e radiografia.

Proteção radiológica: garantem a segurança e a proteção de radiações ionizantes, tanto para os pacientes como para os profissionais de saúde expostos. ^[9]

Medicina nuclear: são responsáveis pela produção, calibração, e administração de materiais radioativos utilizados em procedimentos de diagnóstico e terapia. Analisam imagens obtidas com técnicas nucleares como cintilografia e PET-CT (Tomografia por emissão de positrões). ^[9]

Pesquisa e desenvolvimento: desempenham um papel fundamental na pesquisa e desenvolvimento de novas técnicas e tecnologias na área da saúde, trabalham em colaboração com outros profissionais de saúde e cientistas para melhorar os métodos existentes, ou desenvolver novos equipamentos e otimizar os tratamentos. ^[9]

Planeamento de tratamento: os físicos médicos têm um papel crucial no planeamento de tratamentos de radioterapia, determinam a dose adequada de radiação, a projeção do feixe de radiação e a escolha do equipamento mais adequado para a realização do tratamento. Ajudam a otimizar o tratamento com vista a maximizar a eficácia no tratamento contra o cancro, minimizando ao mesmo tempo os efeitos colaterais nos tecidos saudáveis circundantes, para tal utilizam técnicas avançadas de simulação e modelagem computacional. ^[9]

Controlo da qualidade: os físicos médicos são responsáveis pelo controlo da qualidade dos equipamentos de radioterapia, como os aceleradores lineares, sistemas de planeamento de tratamento e dispositivos de imagem. Envolve a realização de testes e calibrações regulares, semanais, mensais e anuais, de modo a garantir que os equipamentos estejam a funcionar corretamente e fornecer a dose de radiação correta de modo consistente e precisa. ^[9]

Dosimetria clínica: determinação da dose de radiação administrada aos pacientes: os físicos desenvolvem e implementam técnicas para medir e monitorar a dose de radiação durante o tratamento, garantindo que a dose prescrita seja administrada com precisão.

3.1. Aceleradores lineares

Dado o âmbito deste trabalho, descrever-se-á de seguida o funcionamento dos aceleradores lineares clínicos mais utilizados em RTE.

Um acelerador linear é um equipamento que recorre a ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, como eletrões, até energias elevadas. O próprio feixe de eletrões de alta energia pode ser utilizado para o tratamento de tumores superficiais ou para produzir raios-X usados para tratamento de tumores profundos. [14], [60]



Figura 2- Acelerador linear produtor de feixes de eletrões e de fótons de alta energia (na gama dos MeV). [10]

As ondas de radiofrequência são pulsadas pelo Magnetron (controla a frequência que determina a energia dos Raios-X) e sincronizadas com a injeção de eletrões no guia de ondas pelo canhão de eletrões. Estes são acelerados pelas ondas de radiofrequência à velocidade da luz. O feixe de Raio-X é gerado quando os eletrões atingem e interagem com o alvo de tungsténio na extremidade oposta. [14]

Os eletrões são produzidos no canhão de eletrões localizado no final do guia de ondas e são produzidos através do aquecimento do filamento de tungsténio dentro do cátodo e injetados para o tubo acelerador, onde são acelerados e seguem em direção ao alvo. [14]

O tubo de acelerador possui uma série de pequenos orifícios de cobre que permitem que os eletrões viagem ao longo do mesmo e seja criado um vácuo de modo a garantir que o feixe de eletrões não seja impedido por outras partículas.

Os eletrões de elevada energia atingem um alvo de tungsténio onde a energia de eletrões é convertida em fótons de elevada energia. O colimador primário previne a existência de fuga de radiação e define a passagem dos Raios-X criando um feixe em forma de cone. O colimador secundário (*Jaws*) define a dimensão do campo pretendida, enquanto que o colimador multi-lâminas (*MLC*) molda o campo de tratamento. [14]

Componentes externos

- Sistema de posicionamento do doente (cama): facilita o posicionamento exato do doente durante o tratamento, movendo-se ao longo dos três eixos: x, y e z. Podendo ter a capacidade de ajuste da inclinação e rotação do doente. ^[11]
- Eletronic Portal Imaging Device (EPID): é um dispositivo de imagem de MV (megavoltagem) crucial para auxílio de posicionamento do doente e de garantia do controlo da qualidade. ^[11]
- Gantry: permite a realização do tratamento a partir de várias angulações.
- Stand: situa-se por trás da *Gantry*, contendo vários componentes eletrónicos e todos os sistemas necessários para um correto funcionamento do acelerador linear.
- Sistema de imagiologia de kV: o sistema de quilovoltagem é constituído por um gerador de Raios-X e um dispositivo eletrónico de imagiologia.



Figura 3-Componentes externos de um Linac. ^[11]

Componentes internos

Sistema de arrefecimento: sistema de arrefecimento de água ou ar, mantendo uma temperatura de funcionamento estável. Importante para a produção consistente da energia do feixe, uma vez que a sua produção é um processo ineficiente energeticamente, devido a perdas na geração e aceleração de micro-ondas. ^[11]

Kylstron/Magnetron: produzem as micro-ondas utilizadas para alimentar o tubo de aceleração.

Guia de ondas: componente que encaminha as micro-ondas do Kylstron/Magnetron para o tubo de aceleração de elétrons.

Canhão de elétrons: consiste num filamento aquecido (normalmente entre 800 a 1100°C), em que os elétrons são acelerados no tubo acelerador até atingir a velocidade (energia) desejada. [11]

Tubo de aceleração/Accelerating waveguide: cavidades de ressonância de micro-ondas com a finalidade de acelerar feixe de elétrons para altas energias.

Bending Magnet: é utilizado para direcionar o feixe para interceptar o alvo (tratamento com fótons) ou filtros de dispersão (para elétrons). [11]

Treatment head: contém todos os componentes necessários para produção e formação do feixe, contendo os alvos, as câmaras de ionização, os colimadores de formação do feixe e ainda o indicador ótico da distância à fonte bem como a luz do campo. [11]

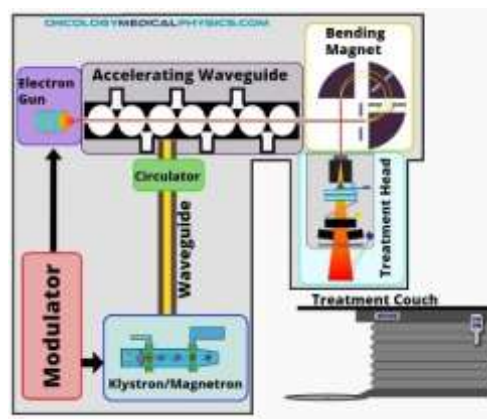


Figura 4-Componentes internos de um Linac. [11]

Existem diversos tipos de aceleradores lineares para utilização clínica, alguns fornecem raios-X na gama de baixa megavoltagem (4 MV) enquanto outros fornecem raios-X e elétrons em várias escalas de energia de megavoltagem. Um modelo típico pode fornecer energias de fótons (4, 6, 10, 15 MV) e energias de elétrons (4, 6, 9, 12, 16 e 22 MeV).

3.1.1. Produção de Raios X

Um acelerador linear tem como princípio a aceleração dos elétrons até uma energia que pode atingir os milhões de volts, os elétrons possuem uma velocidade elevada atingindo o alvo feito de tungstênio (material denso, constituído por prótons e elétrons). Quando atingem o alvo interagem com os prótons e elétrons presentes e libertam energia em forma de luz, calor ou velocidade. Contudo, parte da energia é emitida sob a forma de

radiação (radiação Raios-X característicos e radiação de *Bremsstrahlung*), gerando os Raios-X de elevada energia. [15]

A energia perdida é emitida através de fótons de Raios-X, denominados de radiação de *Bremsstrahlung*, também conhecida por radiação de travagem, resultado da aproximação e deflexão do elétron a alta velocidade com o núcleo. [16]

Os Raios-X característicos são produzidos através de um elemento que é “bombardeado” por partículas de elevada energia, como fótons, elétrons ou íons. Após a partícula incidente atingir um elétron ligado ao átomo, o elétron é ejetado da camada interna do átomo, ficando com um nível de energia vazio, formando um “buraco”.

Assim, os elétrons de camadas de energias superiores deslocam-se para as camadas interiores, emitindo fótons, quantificando a energia através da diferença energética entre a camada superior e a camada inferior. Uma vez que cada elemento possui um conjunto único de níveis de energia, a transmissão do nível de energia superior para o nível de energia inferior produz Raios-X com frequências características de cada elemento. [69]

3.1.2. Modificadores de feixe

Cunhas: as cunhas são um dispositivo modificador de feixe, dividindo-se em cunhas físicas e cunhas dinâmicas. As cunhas físicas são normalmente constituídas por um material de elevada densidade, aço, atenuando o feixe progressivamente ao longo do campo. [70] Já as cunhas dinâmicas geram uma inclinação na distribuição de dose, em que uma das *Jaws* é movida a uma velocidade variável e a *Jaws* oposta permanece estável. [70]

Blocos de proteção/conformação: Devido à irregularidade do campo e variação do contorno, é necessário garantir a uniformidade da dose com a utilização de atenuadores. Os blocos de proteção/conformação são um dispositivo de modelação de campo, sendo mais utilizado em elétrons, uma vez que tem vindo a ser substituído pelo MLC. [71]

MLC: O colimador multi-lâminas (MLC) é um colimador de limitação do feixe constituído por diversas “folhas” individuais de um material com elevado número atómico, geralmente tungsténio, movendo-se de forma independente para dentro e para fora da trajetória de um feixe, de forma a moldá-lo e variar a intensidade do mesmo. [66]

Compensadores: Um feixe de radiação incidente numa superfície irregular pode provocar uma inclinação nas curvas de isodose e dar origem a uma não uniformidade inaceitável da

distribuição de dose no volume alvo, ou irradiar de forma excessiva os tecido sensíveis. O compensador produz formas simples de modulação da intensidade, tendo como função não só reduzir a atenuação do feixe primário devido ao déficit de tecido, mas também compensa a perda de dispersão pelos tecidos em falta. [72]

3.2. Principais métodos de medida

3.2.1. Câmaras de ionização

Uma câmara de ionização é um tipo de dispositivo de detecção de radiação utilizada, para detetar e medir partículas nucleares e certos tipos de radiação ionizante, como raios-X, raios γ e partículas β . Os dois elétrodos opostos são colocados dentro de um volume fechado de gás e aplicada uma tensão, à medida que a radiação (partículas carregadas) atravessa o gás, as moléculas de gás são ionizadas para produzir iões e eletrões.

Após ser aplicada a tensão no interior do recipiente, os eletrões de carga negativa são atraídos para o elétrodo positivo e os iões com carga positiva são atraídos para o elétrodo negativo, fluindo uma corrente elétrica no circuito permitindo a deteção da radiação. A carga é lida por um eletrómetro, que pode ser convertida em dose absorvida. [24]

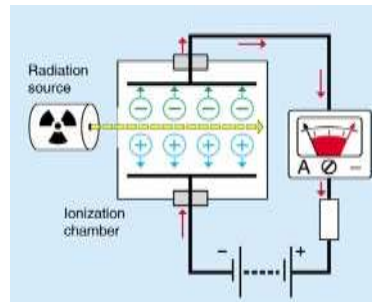


Figura 5- Diagrama de funcionamento de uma câmara de ionização. [13]

Tipos de câmara de ionização

No serviço de física médica são utilizados três tipos de câmaras de ionização: cilíndricas, de plano paralelo e de ar livre. [26]

Câmaras de ionização cilíndricas: São normalmente utilizadas em dosimetria de referência de fotões e eletrões com energias superiores a 6 MeV. Possuem uma conceção axial e ponto efetivo da câmara situando-se a montante do eixo central, $0.6rcav$ ($rcav$ - raio da cavidade da câmara cilíndrica) para fotões e $0.5rcav$ para eletrões. [26]

Farmer 30013: a câmara *PTW Farmer* é uma câmara de ionização concebida para dosimetria absoluta de fotões e eletrões com dosímetros de terapia, contudo é mais

utilizada para fótons. Possui uma grande amplitude para medição de dose, e a parede da câmara composta por acrílico confere uma robustez elevada da câmara e o eletrodo é feito de alumínio. A gama de energia nominal dos fótons compreende-se entre 30 kV e 50 MV, enquanto a voltagem da câmara está compreendida entre \pm (100 a 400) V e o ponto de referência situa-se no eixo da câmara a 13 mm da extremidade. [27]



Figura 6- Câmara de ionização PTW Farmer 30013. [27]

Semiflex 31010: As câmaras de ionização *Semiflex* 0.125cm³ são concebidas para uso em dosimetria terapêutica utilizadas essencialmente em fantasmas de água para medições da distribuição da dose.

Uma vez que o volume de medição é aproximadamente esférico, resulta uma resposta angular plana num ângulo de \pm 160° e numa resolução espacial uniforme ao longo dos três eixos de um fantoma de água.

A parede é constituída por grafite sendo protegida por uma camada protetora em acrílico. A câmara possui um diâmetro interior de 5.5 mm e cada câmara é constituída por uma tampa de acrílico para medir feixes de ⁶⁰Co no ar.

A energia útil nominal está compreendida entre 140 kV a 50MV para fótons e para eletrões de 10 a 45 MeV e o ponto de referência situa-se no eixo da câmara a 4.5 mm da extremidade. [27]



Figura 7- Câmara de ionização PTW Semiflex 31010. [27]

Câmaras de ionização plano paralelo: também conhecidas por câmaras de placas paralelas, são utilizadas para medição de dose de eletrões [2 a 45MeV]. São utilizadas para

localizações precisas de medição e de distribuições de dose em profundidade da percentagem de elétrons. Uma das vantagens deste tipo de câmaras é que o ponto efetivo da câmara é o plano frontal da mesma. [26]

Roos 34001: utilizada para medição de dose de elétrons de alta precisão em radioterapia. É constituída por um anel de proteção com 4 mm de largura com o intuito de excluir efeitos de perturbação, mesmo a baixas energias de elétrons e a janela de entrada é revestida com espessura de 1.1 mm.

A câmara *Roos* é adequada para medição de curvas de dose em profundidade de elétrons de alta energia, tendo uma gama de energia útil nominal de 2 MeV a 45 MeV. [27]



Figura 8- Câmara de ionização *PTW Roos 34001*. [27]

Câmaras de ionização de ar livre: Estão ligadas essencialmente à dose absorvida, uma vez que são dosímetros de referência de eleição para os Laboratórios Acreditados de Calibração de Dosimetria (ADCL), contudo não são utilizadas em meios clínicos uma vez que possuem dimensões elevadas. [26]

3.2.2. Fantomas

A dosimetria das radiações tem como objetivo primordial a determinação da quantidade e o padrão da distribuição da dose depositada nas várias partes do corpo humano por fontes de radiação externas ou internas durante o tratamento.

Uma vez que não é possível efetuar medições diretas de doses de radiação através de detetores físicos presentes no interior do corpo humano, recorre-se à utilização de vários modelos de fantomas: modelos antropomórficos, físicos e computacionais.

Um fantoma é utilizado para simular o corpo humano ou partes específicas do mesmo, como cabeça, tórax ou membros, sendo utilizados para medição e avaliação da dose administrada durante um tratamento de radioterapia. [15] Um fantoma de água é um tipo de

fantoma frequentemente utilizado para medição e calibração da dose de radiação em tratamentos de radioterapia, que se aproxima das propriedades de absorção e dispersão da radiação do músculo e outros tecidos moles. Contudo também é escolhido frequentemente, uma vez que está universalmente disponível com propriedades de radiação reproduzíveis. [20]

São utilizados para medir dose em diferentes pontos dentro do fantoma, simulando assim as diferentes condições de tratamento do doente. Permite também que os físicos médicos realizem testes de qualidade do aparelho, verificando se a dose administrada se encontra dentro dos parâmetros e garantir que a dose apenas é administrada na zona lesada, não atingindo os tecidos saudáveis circundantes. [20]

Fantoma de água

Um fantoma de água é constituído por um tanque feito de um material transparente como PMMA, um carrinho de elevador; um sistema de eixos, um detetor, como uma câmara de ionização ou díodo e um sistema de tratamento de dados que adquire, calibra, converte e analisa dados como perfis. [60]



Figura 9- Fantoma de água. [27]

Fantomas antropomórficos

Os fantomas antropomórficos são constituídos por materiais semelhantes a tecidos, para representação física equivalente à anatomia do corpo humano e das características de atenuação, para estudos da medição de dose da radiação administrada.

São divididos em duas classes: fantomas físicos e computacionais. Os fantomas físicos são constituídos por materiais de forma sólida correspondentes a ossos e tecidos moles, moldáveis de acordo com a fisionomia humana, sendo dividido em “fatias”, contendo cavidades para dosímetros de radiação de pequena dimensão. Já os computacionais recorrem a computadores que definem as características externas e internas do corpo humano. [18]

Fantomas físicos

Os fantomas antropomórficos físicos são fabricados de acordo com materiais equivalentes aos tecidos do corpo humano, em relação à forma, densidade, posicionamento e interação da radiação com a matéria permitindo simular com maior precisão a dispersão e atenuação da radiação com a resistência à degradação rápida por exposições. [21]

São utilizados para três fins diferentes: dosimetria de radiação interna, dosimetria de radiação externa e garantia da qualidade da imagem. Em dosimetria de radiação externa o fantoma é projetado para possibilitar a inserção de pequenos dosímetros de radiação em diferentes locais para medir as doses de irradiação externa. [22]

Os materiais utilizados devem conter as seguintes propriedades físicas: número atômico efetivo (Z_{ref}), densidade física (ρ), coeficiente de atenuação mássico e a densidade eletrônica (ρ_e) do material (fornece informação mais detalhada sobre o comportamento do material num campo de radiação).



Figura 10- Fantoma antropomórfico físico.

Tabela 1- Propriedades físicas de alguns tecidos do corpo humano e respectivos materiais equivalentes. [23]

Tecido	$\rho(\text{g/cm}^3)$	Z_{ref}	Materiais	$\rho(\text{g/cm}^3)$	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	Politetrafluoretileno	2	8.31
Pulmão	0.26	7.80	Poliuretano	0.28	6.94

Fantomas computacionais

Os fantomas computacionais são representações tridimensionais computadorizadas do corpo humano que são utilizados em física médica para proteção contra radiações e o estudo da exposição de radiações médicas, profissionais e ambientais.

Para a construção de um fantoma computacional é necessário ter em conta diversos fatores, como a anatomia do corpo humano, propriedades teciduais, eficiência computacional e a compatibilidade geométrica com códigos de simulação, como por exemplo modelos analíticos ou de Monte Carlo.

Para delimitação das superfícies teciduais, são utilizados dois métodos de computação gráfica: geometria sólida construtiva (CSG) e a representação de limites (BREP). [28]

O primeiro método, CSG, consiste na criação de um objeto geométrico sólido através da utilização de formas simples, como cilindros, prismas, pirâmides, esferas e cones. Através da sobreposição dos planos de corte e interseções dos objetos geométricos são contruídos órgãos. [28]

Em relação ao segundo método, BREP, é considerado um método mais flexível, em que é extraído o contorno da superfície de cada órgão a partir de um dado conjunto de dados de imagens tomográficas. [28]

3.3. Filmes radiocrômicos

A utilização de filmes radiocrômicos foi proposta por *Mc Laughlin e Chalkley* em 1965, sendo atualmente utilizados nomeadamente para a verificação bidimensional da dose em tratamentos de terapia com eletrões, fotões e protões. [31]

Os primeiros modelos que apareceram eram sensíveis na gama de doses de algumas centenas de kGy, sendo as películas utilizadas em aplicações de doses elevadas. Em 1986 a *International Speciality Products Inc. (ISP)* limitou a aplicação dos filmes radiocrômicos a uma faixa de dose restrita, não podendo ultrapassar os 5Gy. [31]

Os primeiros filmes radiocrômicos para serem aplicados na área da radioterapia, foram introduzidos no mercado pela *GAFCHROMIC®* em 2004, e desde então surgiram três gerações distintas de filmes, resultando numa melhoria da geração precedente.

Os tipos de filmes diferem entre si, na composição e tamanho das camadas ativas ou do substrato, resultando em respostas de sensibilidade à dose diferentes e ao tipo e energia de radiação. Os modelos *Gafchromic™ XR* são sensíveis na gama de doses de 0.1 a 20 cGy e utilizados para teste de controlo da qualidade (QA) em radiologia e em mamografia, em medições de scanners de TC e medições de dose superficial recorrendo a fluoroscopia. [31]

Uma vantagem deste tipo de filmes face aos filmes radiográficos é o facto de não ser necessária revelação, isto porque ao interagirem com a radiação ionizante alteram a sua densidade ótica que pode ser quantificada com recurso a um digitalizador. [32]

A maioria dos filmes radiocrómicos são compostos por uma camada dupla ou simples de material sensível à radiação, sobre uma base fina de poliéster com um revestimento, opaco ou transparente. Após serem expostos à radiação ionizante, os compostos sofrem um processo de polimerização nos monómeros da camada ativa, alterando as propriedades óticas da película, que é quantificada (após digitalização) nos canais de cor verde, azul e vermelho. A intensidade da resposta de cada canal varia conforme a composição específica do filme. [33, 34]

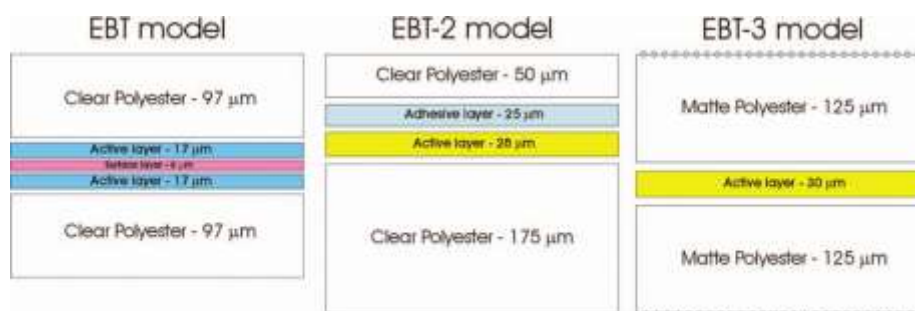


Figura 11- Estrutura de alguns tipos de filmes radiocrómicos. [68]

Quando expostos à radiação, é provocado um escurecimento dos filmes radiocrómicos que deve ser medido quantitativamente. O fenómeno físico do escurecimento do filme consiste em três componentes principais: [31]

1. Intensidade transmitida (I) através do filme radiocrómicos e recolhida pelo detetor;
2. Intensidade de dispersão (I_s) pelo filme e não recolhida pelo detetor;
3. Intensidade absorvida (I_{abs}) pelo filme.

A avaliação do escurecimento do filme é medida diretamente através do valor médio do pixel (MPV- *Mean Pixel Value*) ou através do cálculo da densidade ótica (OD- *optical density*) e do valor de *net optical density* (nOD), como podemos ver nas seguintes equações:

$$OD = \log_{10} \frac{2^{16}}{Intensidade_{transmitida\ através\ do\ filme}} \quad (3.1)$$

(3.2)

$$nOD = \log_{10} \frac{Intensidade_{transmitida\ através\ de\ um\ filme\ não\ irradiado}}{Intensidade_{transmitida\ através\ do\ filme}}$$

A conversão da resposta do filme à radiação para valores de dose (Gy- energia depositada por unidade de massa), é mediada através da aplicação de curvas de calibração. O escurecimento é contínuo até pelo menos três meses, para diminuir as incertezas é fundamental as digitalizações serem em intervalos regulares, entre as 20 e as 24 horas após a irradiação.

Contudo, além de ser necessário ter em atenção o intervalo de tempo da digitalização, é fundamental o sentido da formação do polímero e a forma como o filme será lido no digitalizador.

Para medição do escurecimento dos filmes radiocrômicos é necessário recorrer a certos equipamentos equipados com um fonte de luz e um sistema de detetores de luz, como os densitómetros, espectrómetros, scanners, entre outros. [31]

3.3.1. Flatbed Scanners

Os *flatbed scanners* são os instrumentos mais utilizados para quantificação da resposta dos filmes radiocrômicos, sendo crucial o conhecimento e o controlo dos parâmetros de recolha do sinal que afetam a incerteza da quantificação da resposta dos filmes.

São constituídos por uma fonte de luz constituída por uma lâmpada fluorescente e um sistema de detetores de luz que permitem medições dosimétricas de elevada resolução espacial, bem como estudos do perfil e homogeneidade do feixe. [31]

Estes modelos de digitalizadores permitem imagem em sistema RGB em modo transmissão ou reflexão. Em modo transmissão mede-se a quantidade de luz transmitida através do filme, já em modo de reflexão, a fonte de luz e o detetor estão dispostos mesmo ao lado do digitalizador. [35]

4. Conceitos fundamentais

A dosimetria refere-se à ciência através da qual a dose de radiação é determinada por medição, cálculo ou uma combinação das duas. A dose absorvida é a quantidade de energia de radiação depositada no tecido dividida pela massa do tecido, sendo um fator crucial uma vez que influencia a resposta dos tumores e do resto do corpo à radiação. [13]

4.1. Quantidades Dosimétricas

Fluência (ϕ): Número de partículas incidentes (dN) numa esfera transversal (dA). [17]

$$\phi = \frac{dN}{dA} [\text{m}^2] \quad (4.1)$$

Fluência energética (Ψ): quociente entre a energia radiante incidente (dR) e uma esfera de área transversal (dA). [18]

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \left[\frac{J}{\text{m}^2} \right] \quad (4.2)$$

Kerma (K): Quociente entre a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas (dE_r) e a massa de um dado material (dm). [18]

$$K = \frac{dE_r}{dm} (\text{Gy}) \quad (4.3)$$

Taxa de kerma (K): incremento o Kerma (K) no intervalo de tempo (dt)

$$K = \frac{dK}{dt} \left(\frac{\text{Gy}}{t} \right) \quad (4.4)$$

Dose absorvida (D): quantidade de energia depositada pela radiação ionizante numa determinada substância. [18]

$$D = \frac{dE}{dm} (\text{Gy}) \quad (4.5)$$

A dosimetria absoluta é uma medição direta da dose absorvida ou da ionização em condições padrão. A dosimetria relativa é a resposta de um dosímetro calibrado num campo de radiação conhecido, antes que o sinal induzido pela radiação possa ser utilizado para fornecer medições da dose absorvida ou taxa de dose. [19]

4.1.1. Determinação da dose

A dose absorvida na água à profundidade de referência (Z_{ref}), para um determinado feixe de referência de qualidade (Q_0), é dado pela seguinte fórmula:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \times N_{D,w,Q_0} \quad (4.6)$$

M_{Q_0} representa a leitura lida pelo dosímetro nas condições de referência e o N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração da dose absorvido na água do dosímetro obtido num laboratório de normalização. [29]

Quando a utilização do dosímetro é feita através de um feixe de qualidade (Q) diferente do feixe de referência (Q_0), a dose absorvida na água é dada pela seguinte fórmula [29]:

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \quad (4.7)$$

k_{Q,Q_0} corrige os efeitos entre a diferença da qualidade do feixe de referência (Q_0) e qualidade real do feixe utilizado (Q), M_Q representa a leitura realizada pelo dosímetro. [29]

Fator de calibração: é medido pela razão entre o valor real convencional da grandeza medida e o valor indicado. Contudo é necessário ter em atenção as condições de referência para calibração de dose absorvida em água, como a distância e profundidade, tamanho de campo, material utilizado, dimensões do fantoma a ser irradiado, pressão, temperatura e humidade. [29]

4.1.2. Fatores de correção

Os fatores de correção são frequentemente aplicados em câmaras de ionização, com vista a corrigirem as mudanças da densidade do ar, uma vez que usualmente as condições de medição não correspondem às condições de referência utilizados no laboratório. [29]

O fator de correção da qualidade do feixe (k_{Q,Q_0}) é dado por:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (4.8)$$

Pressão, temperatura e humidade:

Visto todas as câmaras estarem expostas ao meio, a massa de ar no volume da cavidade pode sofrer alterações atmosféricas, sendo necessário medir o fator de correção:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} \quad (4.9)$$

P_0 e T_0 são considerados valores de referência, $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$ e $T_0 = 20^\circ\text{C}$. T deve ser medido pela temperatura dentro da cavidade de uma câmara, uma vez que a temperatura difere da temperatura ambiente. ^[29]

Efeito de polarização:

O efeito de polarização deve ser verificado aquando da colocação da câmara em funcionamento e apenas tem efeito em partículas carregadas, como os eletrões.

A leitura real é dada pela média dos valores absolutos das leituras lidas em ambas as polaridades, sendo necessário utilizar um fator de correção:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4.10)$$

M_+ e M_- são leituras obtidas diretamente do eletrómetro com polaridade positiva e negativa, respetivamente, devem ser efetuadas com cuidado assegurando que a cada mudança de polaridade, a câmara deve ficar estável, normalmente é aconselhado aguardar 15 minutos. ^[29]

5. Trabalho prático

5.1. Controlo da qualidade dos aceleradores lineares

O controlo da qualidade é definido pelo conjunto de ações planeadas e sistemáticas de modo a garantir que o serviço e os equipamentos satisfaçam os requisitos de qualidade (ISO 9000:1994).^[36]

O serviço de física médica tem como função o controlo da qualidade em radioterapia, que se define pelo conjunto de controlos de determinados procedimentos de modo a garantir a coerência da prescrição médica e se reúne todas as condições no que respeita à dose administrada no local tumoral e se a dose pode afetar os tecidos circundantes saudáveis. É necessário garantir a monitorização adequada do doente e a exposição mínima a que o mesmo deve ser exposto.^[36]

O controlo da qualidade na área da física médica é fundamental na garantia da qualidade e segurança de todos os procedimentos médicos que envolvem radiação ionizante, com o fim de garantir que todos os equipamentos utilizados em diagnóstico e tratamento estejam a operar corretamente, com resultados precisos e confiáveis.

Primeiramente, é necessário verificar que todos os aspetos técnicos e operacionais do equipamento estejam a funcionar corretamente, sendo também necessário verificar as características do feixe de radiação, entre outros, utilizando sistemas de medição calibrados.

Após a verificação anterior são realizados testes de aceitação para garantir que o equipamento atende a todos os requisitos especificados.

No serviço de radioterapia do Instituto Português de Oncologia do Porto, o controlo da qualidade é realizado semanalmente, mensalmente, semestralmente ou quando existe uma intervenção periódica de manutenção do aparelho.

O presente relatório, visa descrever os parâmetros do acelerador linear *Varian Clinac DHX* do Instituto Português de Oncologia do Porto. Foram utilizados 2 feixes de fótons com energias de 6MV e 15 MV, e três feixes de eletrões com energias de 6 MeV, 9MeV, 12MeV.

5.1.2. Principais parâmetros avaliados no controle da qualidade

Testes mecânicos

Inicialmente, são realizados testes mecânicos onde são verificados os seguintes aspectos, de acordo com o TRS 398 da IAEA:

- Coincidência do campo luminoso com o radiativo de dois tamanhos de campo, 10x10cm e 20x20cm, em que a tolerância é de 1mm ou 1% de cada lado.
- Telémetro, em que é comparado com o ponto com SSD de 90cm, 100cm e 110cm, com uma tolerância de 1mm.
- Rotação da Gantry e do colimador, com tolerância de 0.5°.
- Indicadores de posição das *Jaws*, simétricos e assimétricos, sendo tolerável 1mm para cada posição a partir do centro de campo.
- Rotação do retículo com tolerância de 1mm.
- Indicadores da posição da cama, nos sentidos: longitudinal, lateral, vertical e rotacional, apresentando uma tolerância de 2mm ou 0.5°.
- Localização dos lasers nos sentidos: axial, sagital, coronal e ao isocentro, com tolerância de ± 2 mm.
- Starshot do colimador com MLC, em que o diâmetro deve ser menor igual a 1 mm.

Testes dosimétricos

Em radioterapia, a convergência de valores entre a dose prescrita no volume alvo e a dose administrada durante o tratamento é fundamental. A nível internacional na IAEA, a incerteza máxima de dose irradiada é cerca de 3%, tendo em conta que este valor é a soma de todas as incertezas relativas aos tratamentos, como algoritmos matemáticos do sistema de planeamento, geométricas, dosimétricas, entre outras. [37]

Existem três técnicas dosimétricas de referência que permitem a medição e a calibração em dose absorvida em água: calorimetria, dosimetria de Fricke e dosimetria da câmara de ionização. [37]

Calorimetria: é um ramo da física que mede a quantidade de calor envolvida num processo químico ou físico.

Dosimetria de Fricke: é um dosímetro químico que se baseia numa reação química de oxidação de um íon ferroso induzida pela radiação ionizante. [37]

Dosimetria das câmaras de ionização: é o tipo de dosimetria mais utilizada, nomeadamente nos serviços de radioterapia através do uso de câmaras de ionização, sendo que estas devem estar calibradas e conhecidos os fatores de calibração que normalmente são obtidos recorrendo a uma fonte radioativa de Cobalto-60 (^{60}Co). [37]

A dose absorvida num ponto de referência, Z_{ref} , num fantoma de água irradiado com o uso de um feixe de radiação de qualidade Q^2 é dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \quad (5.1)$$

M_Q é a leitura da câmara de ionização corrigida, N_{D,w,Q_0} define-se pelo fator de um feixe radioativo de referência, k_{Q,Q_0} é o coeficiente de correção para as diferentes qualidade de feixe, de referência Q_0 e feixe Q . [37]

A carga de ionização, Q , produzida na massa m de gás, relaciona-se com a dose absorvida na cavidade do gás D_g , através da seguinte fórmula:

$$D_{\text{air}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \times \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (5.2)$$

em que $\frac{W_{\text{air}}}{e}$ corresponde à energia média necessária para a produção de um par de iões no ar, por unidade de carga. (o valor atual de $\frac{W_{\text{air}}}{e}$ para o ar seco é de 33.97 J/C).

5.3.1. Guias de orientação

O presente controlo da qualidade dosimétrica é baseado no protocolo TRS 398 da IAEA, em que são definidas as condições de referência a serem usadas na calibração e verificação do feixe em aceleradores lineares.

As condições de referência são definidas por um conjuntos de valores de grandezas de influência, em que não são necessários outros fatores de correção para o fator de calibração ser válido. [29]

Em termos de dose absorvida em água, as condições de referência baseiam-se no tamanho de campo, na pressão, humidade e temperatura, na distância e profundidade e também no material e dimensões do fantoma a ser irradiado. [29]

Tabela 2-Condições de referência para determinar a dose absorvida em água para o feixe de 60-C0 de acordo com TRS398.

Condições de referência	Valores de referência
Fantoma	Água
Tipo de câmara de ionização	Cilíndrica ou de placas paralelas
Profundidade (Z_{ref})	10cm
SSD	100cm
Tamanho de campo	10x10cm
Posição de referência	Profundidade de medida (Z_{ref})
Ponto de referência	Câmaras cilíndricas: Eixo central no centro do volume da cavidade Plano paralelo: Plano frontal da câmara

Fatores de correção

Para medir dose no fantoma de água é necessário um fator de correção que corrija a resposta da câmara de ionização para o efeito da diferença entre a pressão e temperatura nos valores de referência especificados. [29]

Logo, é necessário aplicar a seguinte fórmula para o fator de correção de pressão e temperatura:

$$K_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (5.3)$$

Em que P_0 e T_0 correspondem, respectivamente, à pressão de referência e temperatura de referência, ($P_0 = 1001.325 \text{ KPa}$ e $T_0 = 20^\circ\text{C}$).

Na medição de dose, os valores verificados de pressão e temperatura foram, $P=100.53 \text{ KPa}$ e $T=22.2^\circ\text{C}$, sendo o valor do fator de correção de $K_{TP} = 1.0155$. Contudo, existe ainda o fator de correção aplicado à polaridade e à recombinação (iônica) já calculados utilizando uma folha de Excel de cálculo de dose.

Qualidade do feixe para eletrões

Para feixes de eletrões o índice de qualidade do feixe refere-se ao valor médio da profundidade na água, isto é, o R_{50} é a profundidade na água (na unidade de g/cm^2), a que a dose absorvida é 50% do seu valor máximo, medido nas condições de referência (SSD=100cm e usando o aplicador de eletrões com tamanho de campo 10x10cm).^[29]

Qualidade do feixe para fotões

Para fotões de elevada energia, existe outro índice de qualidade de feixe, denominado por $TPR_{20,10}$ (rácio tecido-fantoma), que se traduz pelo rácio de doses absorvidas a profundidades de 20cm e 10cm em fantasmas de água com as condições de referência (SSD=100cm e tamanho de campo de 10x10 cm).^[29]

O $TPR_{20,10}$ é medido através da seguinte equação:

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (5.4)$$

Em que o $PDD_{20,10}$ se designa pela razão das doses a profundidades de 20cm e 10 cm, em condições padrão.

Homogeneidade e simetrias

A homogeneidade, mais conhecida por *flatness*, e a simetria são duas grandezas que são avaliadas no controlo da qualidade, uma vez que são indicadores do desempenho do acelerador linear e da garantia de qualidade. A homogeneidade ou *flatness* (F) é medida através da seguinte fórmula:

$$Flatness = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100\% \quad (5.5)$$

Em que D_{max} e D_{min} representam a dose máxima e a dose mínima, respetivamente, ao longo do perfil do feixe, dentro dos 80% do tamanho de campo.^[40]

Os valores de homogeneidade não devem exceder os 3%, quando medidos em condições de referência no fantoma de água (profundidade de 10cm, SSD=100cm).

PDDs

PDD define-se como a percentagem de dose em profundidade e é uma forma de poder caracterizar a distribuição de dose no eixo central. [39] A quantidade de dose em profundidade (em percentagem) pode ser calculada através da seguinte fórmula:

$$PDD = \frac{Dd}{Dd0} \times 100 \quad (5.6)$$

Onde Dd se refere à dose absorvida em qualquer ponto de profundidade e $Dd0$ representa a dose absorvida numa profundidade de referência. [39]

5.2. Trabalho Prático

Desempenho de um acelerador linear clínico

Para medição de dose no fantoma de água os materiais utilizados foram três tipos de câmaras de ionização (*Farmer*, *Semiflex* e *Roos*), equipamento de medição de pressão, temperatura e um eletrómetro.

Para medições de dose mensais são utilizadas placas de água sólida, contudo para verificações semestrais ou após intervenções são utilizados os fantasmas de água, uma vez que a água é o principal material utilizado em dosimetria de referência, visto aproximar-se das propriedades de absorção e dispersão da radiação do músculo e outros tecidos moles.

Relativamente às câmaras de ionização, as câmaras cilíndricas *Farmer* e *Semiflex* foram utilizadas para medição de dose de fótons, enquanto a câmara de placas paralelas *ROOS* foi utilizada para medição de dose de eletrões.

As câmaras são calibradas em laboratórios de calibração certificados e os coeficientes de calibração já vem determinado juntamente com as câmaras, o coeficiente de calibração é denominado por $N_{D, W}$.



Figura 12- Eletrómetro PTW UNIDOS E utilizado para medição de dose.

Tabela 3- Características físicas dos detetores utilizados na medição de dose.

Detetor	Modelo	Volume sensitivo	Forma	N_{D, w} (Gy/C)
Câmara de ionização	PTW Farmer 4498	0.6 cm ³	Cilíndrica	5.368×10^7
Câmara de ionização	PTW ROOS 771	0.35 cm ³	Plano paralelo	8.532×10^7
Câmara de ionização	PTW Semiflex 3747	0.125cm ³	Cilíndrica	2.8776×10^8

O eletrômetro do modelo *PTW Unidos-E*, em conjunto com uma câmara de ionização, constituem um dosímetro de elevada precisão que mede a corrente e a carga com uma resolução máxima de 1fA ou 10fC [38]. Este modelo foi ligado ao sistema de medição e utilizado para leitura das medidas de carga obtidas pelas câmaras de ionização, a verificação de dose foi realizada no acelerador linear *Clinac DHX5* no serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia.

Após todo o *set-up* estar montado, foi necessário pré-aquecer a câmara de ionização com 2000 UM/min, até estabilização da corrente. Após o aquecimento da câmara, o fantoma foi irradiado a 600MU/min para todas as energias presentes no acelerador linear (6 MV e 15 MV para fótons e 6 MeV, 9 MeV e 12 MeV para elétrons). Foram extraídos três valores de carga do eletrômetro para cada energia.

A dose absorvida é calculada segundo a metodologia do TRS 398, utilizando a folha de cálculo de Excel disponibilizada pela IAEA, sendo necessário preencher determinados parâmetros como: pressão, temperatura, tensão da câmara de ionização, determinantes para calcular os fatores de correção para obter a dose absorvida.

As condições de referência para todas as energias nos aceleradores lineares, estão apresentadas em apêndice (Apêndice I).

De acordo com o protocolo, a tolerância máxima que o desvio pode possuir é cerca de 2%, uma vez que todos os valores de cada energia está abaixo do valor de tolerância (Tabela 4), não será necessário o ajuste de dose.

Tabela 4-Valores obtidos na medição de dose para fótons e elétrons no acelerador linear *Clinac DHX5*.

	Energia	Carga (nC)	Valor ideal (nC)	Desvio
Fótons	6 MV	24.35	24.54	-0.792 %
	15 MV	28.64	28.70	-0.205 %
Elétrons	6 MeV	24.17	24.28	-0.447 %
	9 MeV	24.51	24.67	-0.665 %
	12 MeV	24.80	24.95	-0.614 %

Em elétrons a profundidade de dose máxima não coincide com a profundidade de referência, sendo necessária a conversão de Z_{ref} para Z_{max} . Os valores de Z_{max} foram retirados diretamente a partir da análise dos PDDs no *PTW- DataAnalyze 3.4*.

Tabela 5- PDDs obtidos para fótons na profundidade de referência.

Energia	6 MV	15 MV
PDD (percentagem de dose) %	66.17	76.52

Tabela 6- PDDs obtidos para elétrons na profundidade de referência.

Energia	6 MeV	9 MeV	12 MeV
PDD (percentagem de dose) %	99.88	99.90	99.76

$$\tilde{k}_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1.0094^d$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{TP} \tilde{k}_{Q,ref} \tilde{k}_{Q,elec} \tilde{k}_{Q,201} \tilde{k}_z = 1.2577E-01 \quad \checkmark \text{ nC / MU} \quad \square \text{ rdg / MU}$$

5. Absorbed dose to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality correction factor for user quality Q:

If Q_0 is ^{60}Co Table 18 gives

$$\tilde{k}_{Q,Q_0} = 0.925$$

If Q_0 is electron beam Table 19 gives

$$\tilde{k}_{Q,Q_0} =$$

Use \tilde{k}_{Q,Q_0} derived from

$$\tilde{k}_{Q,Q_0} = \frac{\tilde{k}_{Q,Q_0}}{\tilde{k}_{Q,Q_0}}$$

If \tilde{k}_{Q,Q_0} is derived from series of electron beam calibrations

$$\tilde{k}_{Q,Q_0} =$$

Calibration laboratory:

Date:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q} \tilde{k}_{Q,Q_0} = 9.9236E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} = 1.95 \text{ g cm}^{-2}$

Percentage depth-dose at z_{ref} for a $\text{cm} \times \text{cm}$ field size:

$$PDD(z_{ref}, 2.0 \text{ g cm}^{-2}) = 99.90 \%$$

Absorbed-dose calibration of monitor at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 9.9335E-03 \text{ Gy / MU}$$

Figura 13- Folha Excel de cálculo de dose para elétrons.

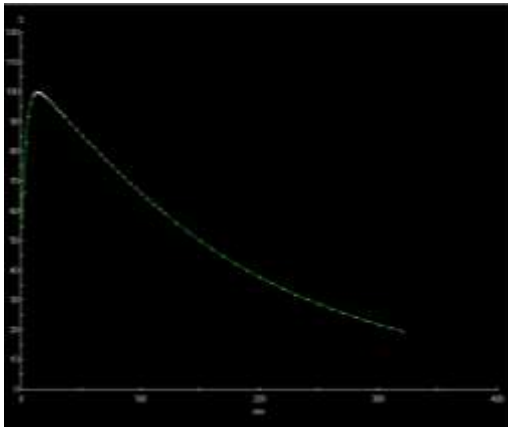


Figura 14- PDD para fótons 6MV.

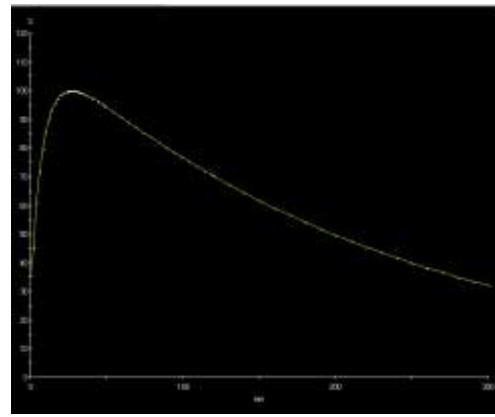


Figura 15- PDD para fótons 15 MV.

Tabela 7- Valores obtidos de homogeneidade e simetria para fótons e elétrons.

Energia	Campo		Simetria		Homogeneidade	
	X	Y	X	Y	X	Y
Fótons						
6MV	10	9.98	0.30	0.52	2.44	2.33
15 MV	10	9.98	1.05	0.87	2.18	2.18
Elétrons						
6 MeV	10.09	10.06	0.17	1.13	3.37	3.92
9MeV	10.10	10.08	0.36	0.70	1.88	2.30
12MeV	10.11	10.06	0.49	0.61	2.55	3.44

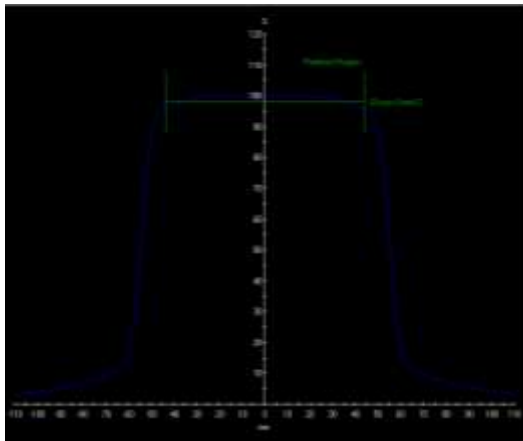


Figura 16- Perfil de dose para fótons 6MV

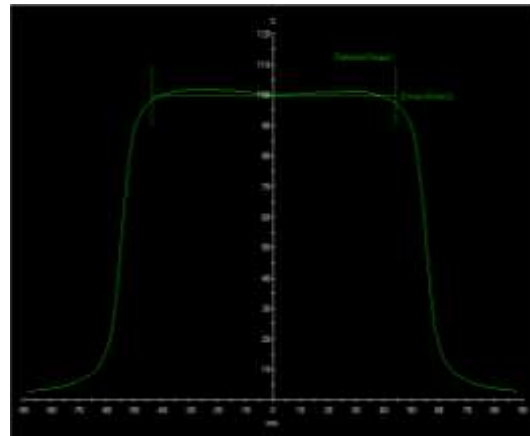


Figura 17- Perfil de dose para fótons 15 MV

Tabela 8- Valores obtidos dos PDDs de fótons.

Energia	R ₁₀₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	D _x (%)
6 MV	14.01	150.29	66.17
15 MV	26.02	198.02	76.52

A simetria é definida pelo grau de similaridade entre a curva de isodose em pontos simétricos dos dois lados do eixo do feixe, idealmente o feixe é simétrico em relação ao eixo central, quando comparado simetricamente ponto a ponto. [41]

A simetria é calculada em 80% do tamanho de campo com profundidade de 10cm. [41] De acordo com a *Varian*, os desvios máximos são: 2mm para o tamanho de campo, 3% para a homogeneidade e 2% para a simetria.

Logo, através da análise da Tabela 7, podemos verificar que todos os valores estão dentro dos parâmetros, exceto a homogeneidade de elétrons para a energia de 6 MeV que está relativamente acima de 3%.

LINACHEK

O *LINACHEK* é um equipamento de medição da dose e do tempo de irradiação nos aceleradores lineares. [42] É utilizado para a verificação da constância temporal do valor dose, verificando se está ou não dentro das tolerâncias estabelecidas, debitando 1 cGy/UM nas condições de referência.

Após a irradiação, a radiação incide no *LINACHEK* e este, de forma rápida e eficaz, registra automaticamente o valor de dose, sendo possível armazenar até 99 medições.



Figura 18- *LINACHEK*. [42]

Tabela 9-Valores obtidos pelo LINACHEK.

Energia	M1	M2	M3	Média	Valor referência do <i>LINACHEK</i>
6 MV	0.976	0.979	0.977	0.977	0.981
15 MV	1.062	1.063	1.062	1.062	1.065
6 MeV	0.920	0.920	0.920	0.920	0.924
9MeV	0.873	0.873	0.873	0.873	0.879
12MeV	0.905	0.905	0.904	0.950	0.910

Nos valores obtidos do *LINACHEK*, todos os valores devem estar dentro da tolerância de $\pm 2\%$ em relação ao valor de referência. Quando o valor é superior à tolerância é necessário ajustar a dose do acelerador linear.

Após a análise e verificação de todos os valores obtidos, verificamos que não seria necessário ajustar a dose em qualquer energia, uma vez que todos se encontravam dentro do intervalo de tolerância. Não é comum a utilização de feixes de elétrons de 16 MeV, pelo que esta energia não foi avaliada.

DLG (*Dosimetric Leaf Gap*)

O *DLG* é utilizado para modelação do efeito da extremidade da lâmina arredondada do *MLC* (colimador multi-lâmina) e para calcular a dose no sistema de planeamento do tratamento. [62] É responsável pela fuga inerente entre as folhas adjacentes. [63] Os resultados obtidos dos *DLGs* para a energia de 6MV no acelerador linear DHX5 encontram-se em anexo (Anexo I).

Testes Cunhas/*MLC*

Os aceleradores lineares são equipados com cunhas dinâmicas, que são uma forma de modelação da intensidade da radiação recorrendo a movimentos dinâmicos das *Jaws* do colimador [65] O ângulo feito pelo cunha define uma curva de isodose a uma determinada profundidade que é inclinada no eixo central do feixe sob a condição de incidência normal

do feixe.^[65] Os valores obtidos de cunhas para energias de 6MV e 15 MV no *Clinac* DHX5 encontram-se em anexo (Anexo I).

O *MLC* (colimador multi-lâminas), é constituído por folhas móveis (geralmente constituídas por tungsténio) que limitam, moldam o feixe e bloqueiam determinadas frações de radiação.^[66] Geralmente os *MLCs* são constituídos por 40 até 120 folhas pareadas, controlando um determinado número de folhas estreitas e próximas, alcançado uma forma de campo desejável.^[66]

Tabela 10- Testes de *MLC* e Cunhas.

Categoria	Testes	Tolerância
Cunhas dinâmicas	Fator de cunha	< 2%
MLC	Campo luminoso Vs Campo de radiação	Não- IMRT: 2mm
MLC	Velocidade das folhas	Perda de velocidade ≤ 0.5 cm/s
MLC	Posicionamento	1mm
MLC	Transmissão do <i>MLC</i>	Desvio 0.5 % no valor base

5.2. Desempenho do acelerador – verificação mensal e anual

As verificações mensais e anuais nos aceleradores lineares dividem-se em cinco testes: dosimétricos, mecânicos, respiratórios, *MLC* e imagem, nas verificações mensais são utilizadas as placas de água sólida para medição de dose e nas verificações anuais é montado o fantoma de água. Todos os testes realizados e respetivas tolerâncias, encontram-se em apêndice (Apêndice II e III).

5.3. Controlo da qualidade dos planos de tratamento

O controlo da qualidade dos planos de tratamento (*Patient Specific QA*- PSQA), é realizado e analisado rotineiramente para verificar a administração de dose no tratamento de radioterapia modulada específica para cada doente.^[50] O PSQA é realizado para detetar e identificar possíveis erros, antes de cada plano de radioterapia do doente ser efetuado e este iniciar os tratamentos.^[51]

O IMRT e VMAT adquirem distribuição de doses através da otimização da taxa de dose e dos movimentos dos seguintes componentes: movimentos do *MLC* (colimador multi-lâminas), velocidade de rotação da *Gantry*, movimentos da mesa e do colimador.^[50]

Existem fatores que podem introduzir divergências entre a dose planeada e a dose administrada: o movimento do *MLC* (uma vez que possui uma complexidade elevada) e as limitações do cálculo de dose no planeamento de tratamento (como a precisão da modelação do feixe).^[50]

5.3.1. Objetivo do PSQA

O PSQA tem como objetivo a comparação entre distribuição de dose planeada no tratamento do doente e da dose medida, recorrendo ao método da análise gama (compara uma dose medida com a distribuição de dose de referência, calculando o valor gama em cada ponto, que se traduz pela distância euclidiana mínima no domínio dose-espacial)^[51], garantindo que o doente recebe uma dose de radiação exata.

5.3.2. Principais metodologias

A medição do controlo da qualidade do doente pode ser dividida em: garantia da qualidade relativamente a medições e cálculo do *software*. Existem diversos métodos de medição, como: filmes radiocrómicos, EPID, matriz de câmaras de ionização, entre outros. No IPOP são utilizados com maior frequência o EPID e a matriz de câmaras de ionização, antes da análise de cada controlo de qualidade o processo de medição no aparelho tem de ser agendado, visto ser um processo demorado e fastidioso.

5.3.3. PSQA utilizando o EPID

O PSQA pode ser realizado através do uso do EPID ou da matriz de câmaras de ionização. O EPID (*Electronic Portal Imaging Devices*) é um dispositivo de imagiologia eletrónico com a finalidade de medir a intensidade dos Raios-X transmitidos através da utilização do feixe de tratamento de megavoltagem, com vista a adquirir imagens de projeção de doentes em radioterapia.^{[52], [53]} Uma das vantagens é adquirir imagens em segundos e o sinal de radiação ser convertido eletronicamente numa imagem 2D para verificar a colocação correta do feixe em relação à anatomia do doente.

Para calcular a garantia da qualidade pré-tratamento utilizamos o EPID, em que o sinal medido pelo EPID é designado por mapa de fluências, equivalentes aos calculados pelo sistema de planeamento de tratamento. Após adquirir as imagens, são analisadas as distribuições de isodose, perfis de dose, histogramas de volume de dose e ainda a análise gama para verificar se o tratamento será de acordo com o planeado.^[55]

Para comparação da distribuição de dose ou mapas de fluência, o parâmetro adotado é o coeficiente gama, recorrendo ao uso do *software* Portal Dosimetry que utiliza

o algoritmo PDIP (*Portal Dose Image Prediction*). O coeficiente gama é definido sob a forma dos seguintes valores: $\Delta D = x \%$, $DTA = y \text{ mm}$, 98%) em que $x \%$ representa a concordância aceitável entre dois conjuntos de dados e o DTA, o desvio de $y \text{ mm}$ em 98% dos pontos de campo analisados, caso esta condições sejam mantidas o valor gama é igual ou inferior a um. [56]

Através do *software Portal dosimetry*, analisamos a análise gama, que é uma das métricas mais utilizadas para verificar o plano de tratamento que combina a diferença de dose medida e a diferença da distância para cálculo de uma métrica sem dimensão para cada ponto na distribuição de dose avaliada. [54]

De acordo com o local tumoral a tratar e dependendo das patologias, existem critérios de tolerâncias diferentes de análise gama, em que para radiocirurgia e estereotáxica utiliza-se uma tolerância de 2%/2mm e as restantes uma tolerância de 3%/3mm com um limiar de 10%.

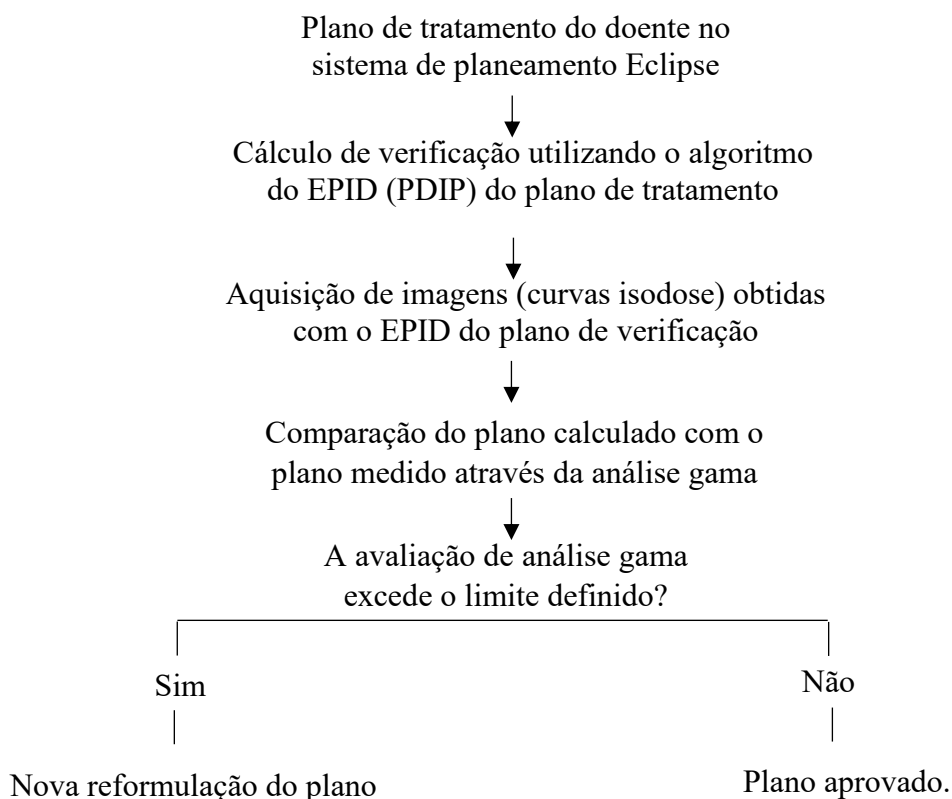


Figura 19- Diagrama do plano de tratamento do doente através do EPID

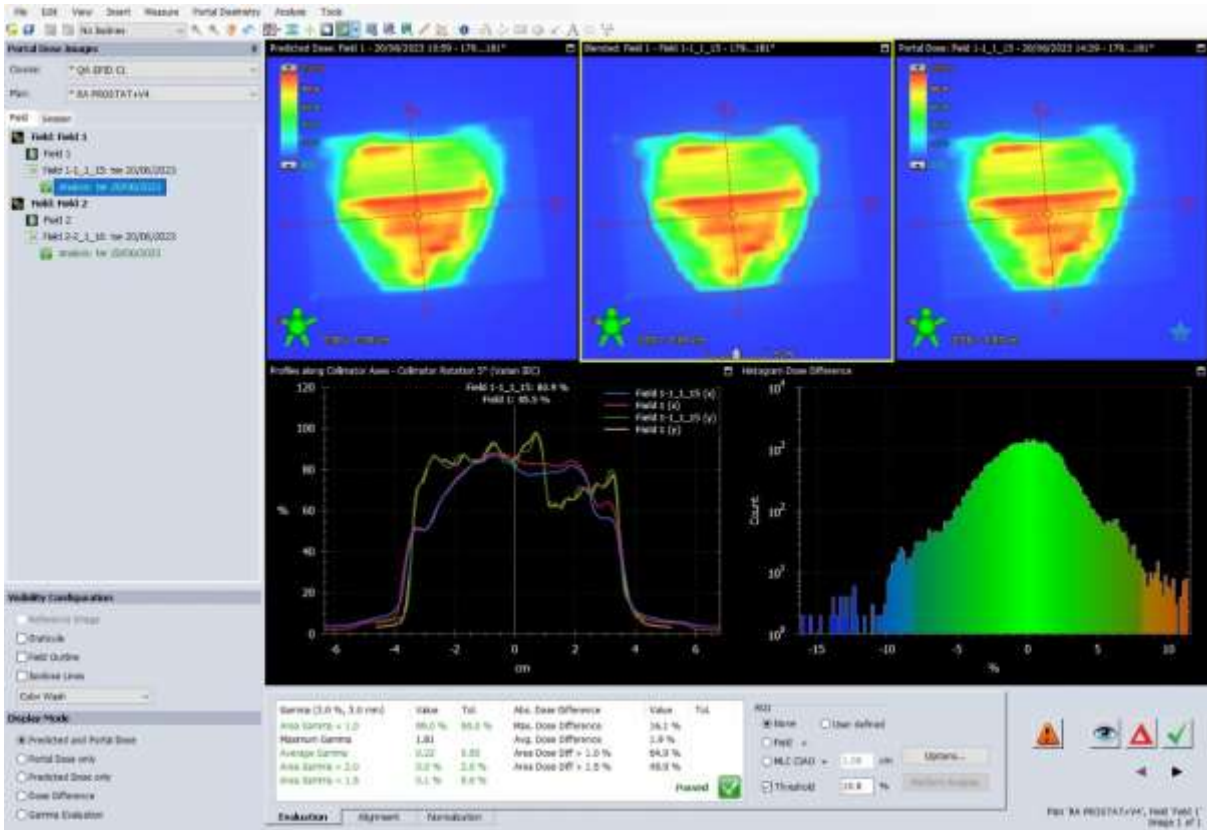


Figura 20- Análise gama e comparação do mapa de fluência de um doente com tumor na próstata.

Através da análise da Figura 20 obtida pelo *Portal Dosimetry* do controlo de qualidade de um doente, verificamos que no canto superior esquerdo obtemos a imagem do cálculo com o algoritmo PDIP do Portal Dosimetry e no canto superior direito temos as curvas de isodose do plano através da imagem portal, já a imagem do meio representa o match entre a imagem do lado esquerdo e do lado direito.

No canto inferior esquerdo obtemos os gráficos dos perfis (cálculo e medida) em x e em y da dose medida e da dose calculada, já no canto inferior direito é apresentado o histograma da dose. Através da análise da Figura 20 e da Tabela 11, podemos concluir que todos os valores obtidos estão de acordo com as tolerâncias correspondentes. Logo, o plano de tratamento do doente está pronto para ser aprovado.

Tabela 11- Resultados da análise gama

Gama (3.0%/3.0mm)	Valor	Tolerância	Diferença Abs. Dose	Valores
Área Gama <1.0	99 %	90%	Diferença máx. Dose	16.1 %
Gama máxima	1.81	-	Diferença média de dose	1.9 %
Gama média	0.22	0.50	Diff. Área dose > 1%	64.9 %
Área Gama > 2.0	0.0 %	2.0%	Diff. Área dose > 1.5%	48.9 %
Área Gama > 1.5	0.1 %	5.0%	-	-



Figura 21- Acelerador linear com o EPID.

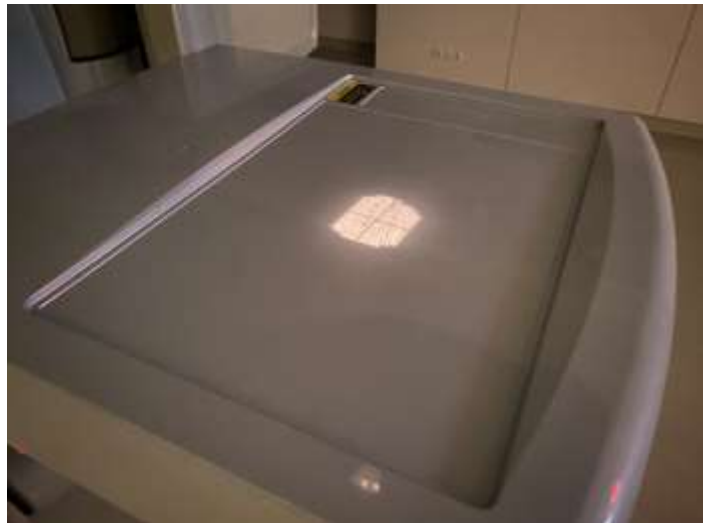


Figura 22- EPID com projeção do campo aberto.

5.3.4. PSQA utilizando a matriz de câmaras de ionização

A matriz de câmaras de ionização utilizada no IPO é denominada por *PTW Detector 1500* para planos VMAT, composto por uma matriz de detetores planares e utilizada para verificação e controlo da qualidade do doente. É utilizado um fantoma denominado por *Octavius* que permite a seleção de qualquer plano (axial, coronal e sagital).

Recorre ao *VeriSoft*, um software utilizado para comparar duas matrizes bidimensionais de dose e posteriormente comparar a análise de dose e verificar graficamente ou numericamente a distribuição da dose.

Neste processo, ao contrário do EPID é utilizado o algoritmo AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*), é um algoritmo melhorado de convolução/superposição para cálculo de dose de fótons.

Este *software* permite comparar as distribuições de dose no plano de verificação IMRT ou VMAT com as doses calculadas no plano de tratamento do doente.^[57]

Em planos de IMRT o *set-up* envolve dez placas de água sólida, em que se sobrepõe a matriz e mais 4.2cm de água sólida de modo a perfazer 5cm de profundidade.

É utilizado também outro *software*, *BeamAdjust*, ligado ao *PTW Detector 1500*, permitindo o ajuste dos parâmetros do feixe durante o funcionamento, apresentando a medição dos perfis do feixe em tempo real.^[58]

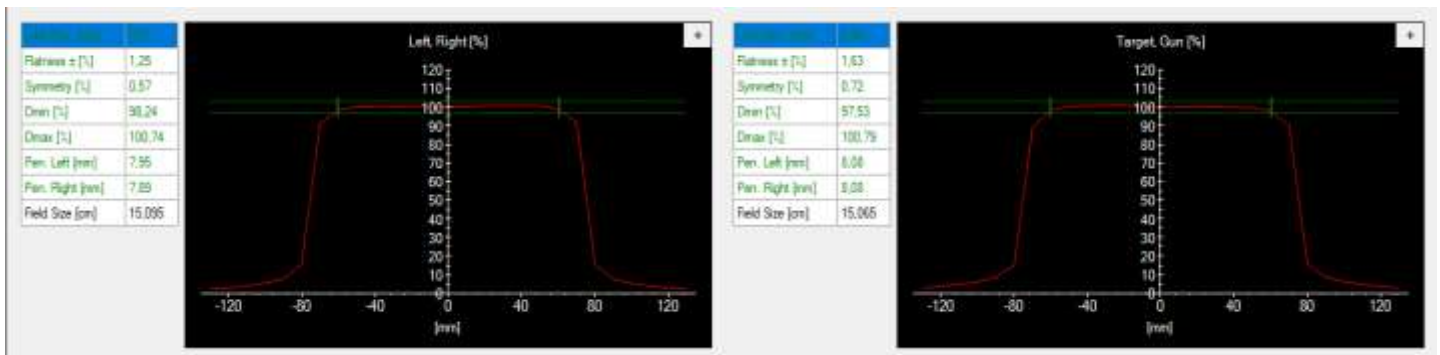


Figura 23- Valores de homogeneidade e simetrias no *BeamAdjust*.

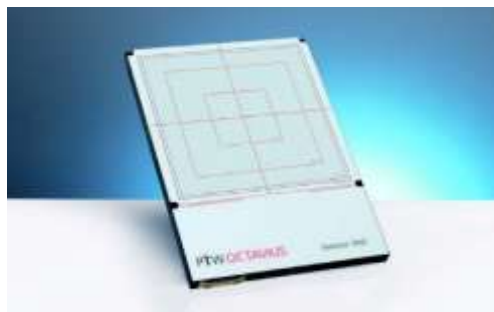


Figura 24- *PTW Detector 1500*

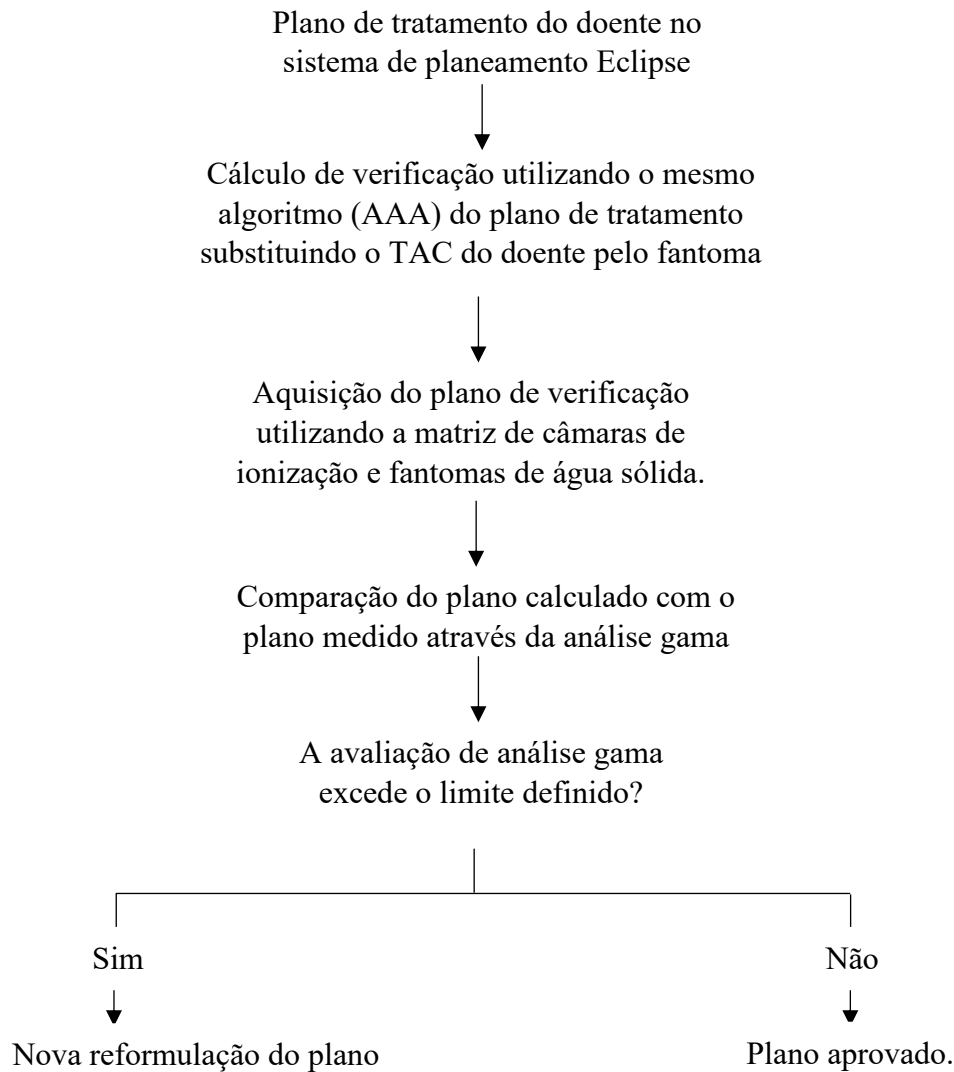


Figura 25- Diagrama do plano de tratamento do doente através da matriz.

5.4. Dosimetria com filmes radiocrómicos

5.4.1. Descrição dos filmes radiocrómicos

O *GAFChromic EBT-3* foi concebido para medição de doses absorvidas de radiação ionizante e é particularmente utilizado em fótons de elevada energia, sendo a versão mais recente dos filmes radiocrómicos EBT. A gama de doses está compreendida entre 0.2 a 10 Gy, sendo utilizadas principalmente em IMRT, VMAT e braquiterapia. ^[43]

Um filme radiocrómico é constituído por uma camada ativa com 28 μm de espessura, compreendida entre dois substratos de poliéster mate de $125\ \mu\text{m}$. A camada ativa

é composta por monómeros de *lithium pentacosano-10, 12-diyanoate* (LiPCDA), que são pequenos cristais em forma de agulha. [45]

Após a irradiação do filme, a deposição de energia na camada ativa forma ligações cruzadas entre os monómeros de LiPCDA que leva à formação de um polímero e se dispõe paralelamente ao eixo mais longo das agulhas, surgindo alterações na configuração eletrónica e desencadeando mudanças no espectro de absorção dependente da dose de irradiação. [45] Após a formação do polímero, ocorrem modificações na configuração eletrónica que desencadeiam mudanças no espectro de absorção, dependentes da dose irradiada.

Os *flatbed* permitem a produção de imagens em sistemas RGB em modo transmissão ou reflexão, em modo reflexão a fonte de luz e o detetor encontram-se do mesmo lado do digitalizador e o detetor quantifica a luz refletida pelo filme, em modo de transmissão é medida a quantidade de luz transmitida através do filme. [59]

O sistema RGB (Red, green and blue) refere-se a um sistema que representa as cores utilizadas num ecrã digital. O vermelho, o verde e o azul são combinados em várias proporções para gerar qualquer cor no espectro visível.

O modelo RGB utiliza 8 bits cada para as cores vermelho, verde e azul.

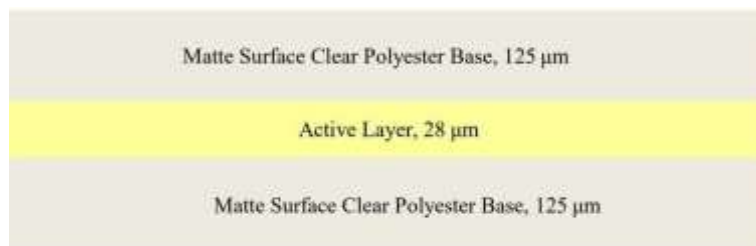


Figura 26- Estrutura do filme radiocrómico GAFChromic EBT-3. [42]

Os filmes radiocrómicos apresentam inúmeras vantagens: desenvolve-se em tempo real sem tratamento após a exposição à radiação, possui uma elevada resolução espacial, diminui a sensibilidade à luz visível, e apresenta uma estabilidade até aos 60°C. [47]

Contudo existem cuidados a ter durante o manuseamento, entre os quais: devem ser mantidos no escuro quando não estiverem a ser usados, manuseados com luvas e cortados de acordo com as dimensões de forma cuidadosa, minimizando o dano das camadas e devem ser cortados de acordo com a orientação correta para posterior digitalização.



Figura 27- Orientação do filme GAFChromic EBT-3, lote 828204, relativamente ao sentido de digitalização no scanner.

Normalmente é feito um corte de dimensões reduzidas nos filmes, para indicar o sentido de orientação de leitura e posteriormente ser digitalizado no scanner.



Figura 28- Marcação da orientação do filme.

5.5. Calibração de filmes EBT3

Para obter as curvas de calibração dos filmes, foi necessário cortar previamente os filmes de dimensão estabelecidas de 2x2 polegadas (aproximadamente 5x5cm), e marcar através de um corte mínimo o sentido de orientação de leitura no equipamento de digitalização (da esquerda para a direita), como é demonstrado na Figura 27.

Para a curva de calibração foi necessário cortar dezasseis filmes, de aproximadamente 5x5cm, e irradiados com doses diferentes (80, 150, 300, 500, 700, 900, 1200, 1500, 1700, 2000 MU), com duas energias distintas, 6MeV e 9MeV.

Irradiação

A irradiação dos filmes foi feita com placas de água sólida a uma profundidade de 10cm, recorrendo a luvas para colocação do filme na superfície de uma placa de água sólida com 10 cm de placas por baixo para as duas enegias, e 1.2cm para 6 MeV e 1.9cm para 9MeV.

Para calibração com energias de 6MeV e 9MeV, foi utilizado o acelerador linear DHX disponível na sala de tratamento 6 para irradiação dos filmes, com SSD=100cm e um tamanho de campo de 10x10cm.

Uma vez que a densidade ótica aumenta durante o tempo após a irradiação, determinamos um tempo de 20 horas para posterior digitalização dos filmes radiocrômicos.



Figura 29- Irradiação dos filmes radiocrômicos GAFChromic EBT-3.



Figura 30- Filmes radiocrômicos após irradiação para curva de calibração de 6 MeV.



Figura 31- Filmes radiocrômicos após irradiação para curva de calibração de 9 MeV.

Digitalização

Após a irradiação, passadas as 20 horas foi necessário a digitalização dos filmes, recorrendo ao digitalizador *Epson Expression 10000XL*. A leitura na área útil do digitalizador envolve uma área de 30.9x42cm², sendo necessário deixar uma determinada área no início livre para a digitalização ser possível para detetar de forma automática a

intensidade máxima da luz enviada aos três canais de cor do CCD (*charge-couple device*).

[47] As medições foram efetuadas em modo transmissão, com canais vermelho, verde e azul.

Antes de iniciar o processo de digitalização é necessário garantir que o digitalizador está ligado à pelo menos 30 minutos e seguidamente fazer uma pré-digitalização para aquecer o scanner.



Figura 32-Digitalizador *Epson Expression 10000XL*.

Após o aquecimento, as películas foram colocadas de acordo com o sentido pré-definido de digitalização (área de leitura no sentido esquerda-direita), e realizada uma nova pré-digitalização definindo uma ROI de dimensões de $5 \times 5 \text{cm}^2$, descartando os limites laterais que não interessam para leitura do filme.

Aquando da digitalização e a partir do software *SilverFast* foram obtidas as imagens digitais dos filmes em modo RGB e gravadas em formato *tif* com 72 dpi (dots per inch- pontos por polegada) e profundidade de cor de 48 bits.

A densidade ótica designa-se pela capacidade que um material tem de absorver luz, quanto mais elevada for a densidade ótica mais escuro será o material.

$$OD = -\log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (5.1)$$

A densidade ótica é igual ao logaritmo negativo da transmitância (quantidade de luz transmitida por um filme, I), sobre a quantidade de luz incidente no filme (I_0).

Resultados

Para determinar as curvas de calibração para energias de 6MeV e 9MeV, foi necessário calcular a dose a partir de dados previamente obtidos na medição com a câmara de ionização, através da seguinte fórmula:

$$Dose = Dose\ calibrada\ (MU) \times PDD\ (1mm) \times Zref\left(\frac{cGy}{MU}\right) \quad (5.2)$$

Em que o PDD a 1 mm corresponde à percentagem de dose em profundidade e os MU representa a unidade monitora utilizada na irradiação da calibração, em que foi utilizada a mesma fórmula nas duas energias medidas, 6 MeV e 9 MeV.

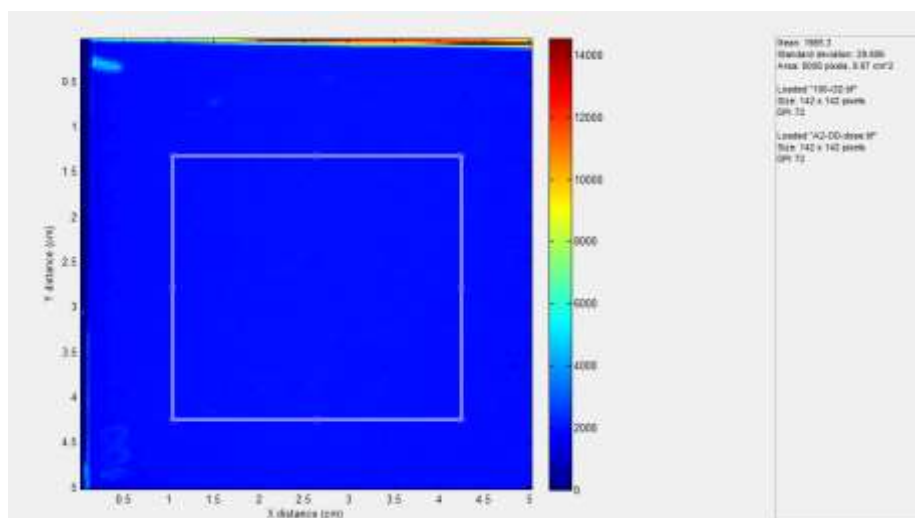


Figura 33- Valores obtidos de OD através de uma ROI no *DoseLab*.

Para determinar a densidade ótica (OD), recorreu-se ao software *DoseLab-Pro* versão 6.3, em que as imagens tif obtidas anteriormente através da digitalização foram transferidas para o *DoseLab* e ao fazer uma ROI de dimensões pré-definidas, foi obtido o valor de densidade ótica.

O *DoseLab* corrige de forma uniforme e bidimensional 2D, convertendo as imagens RGB digitalizadas em valores de densidade ótica.

Numa situação ideal a relação entra a dose e a densidade ótica seria linear, contudo como verificamos que não é linear através dos seguintes gráficos (Figura 34 e Figura 35), sendo necessário recorrer a um ajuste polinomial, de terceiro grau. Apenas foi analisado o canal vermelho, desprezando o canal azul e verde.

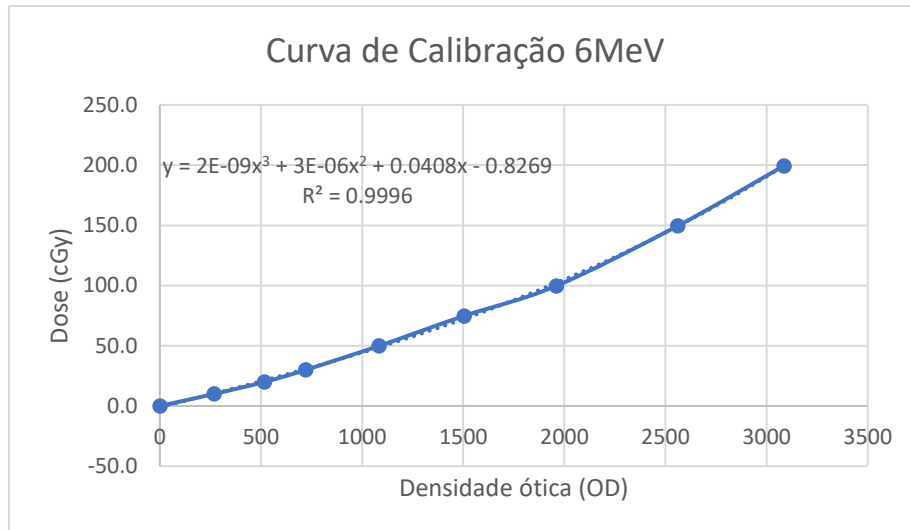


Figura 34- Curva de calibração dos filmes *GAFChromic EBT-3* para energia de 6MeV.

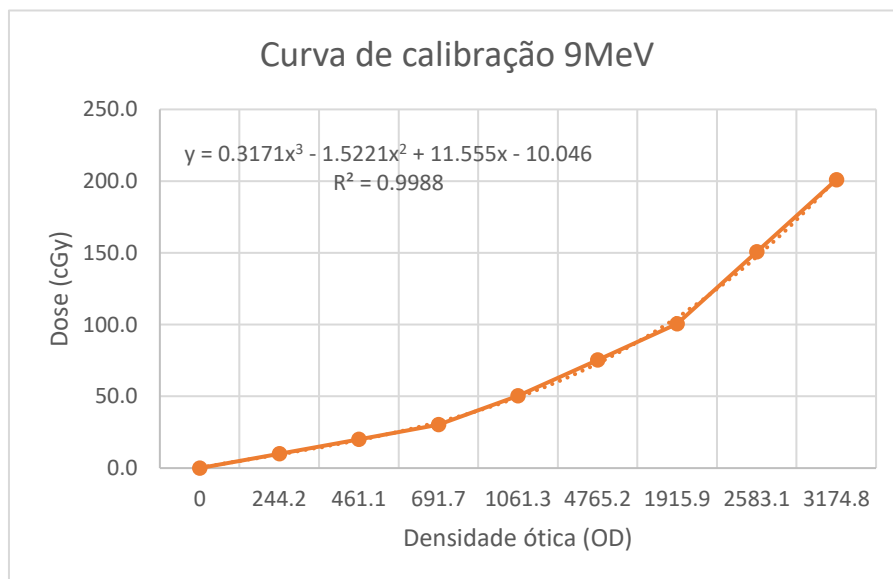


Figura 35- Curva de calibração dos filmes *GAFChromic EBT-3* para energia de 9MeV.

Uma vez que os filmes radiocrômicos são considerados um dosímetro relativo, recorreremos às curvas de calibração para converter a resposta do filme em dose absoluta, obtendo um cálculo exato da dose, tendo em contas as condições ambientais de referência.

5.4. Avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose

Um dos efeitos secundários mais comuns em radioterapia é o aparecimento de reações cutâneas e algumas queimaduras. Apesar de uma elevada precisão no tratamento, a radioterapia pode afetar tecidos circundantes saudáveis, levando ao desenvolvimento de toxicidade, como: dermatite de radiação aguda e crónica, originando descamação, feridas e úlceras que não são capazes de cicatrizar. ^{[60], [61]}

Contudo, estas reações dependem de diversos fatores, entre os quais: local de tratamento, número e frequência dos tratamentos e quantidade de dose administrada.

Num estudo realizado no âmbito de um projeto da Enfermeira Marisa Matos do Serviço de Radioterapia Externa (em cooperação com o Serviço de Física Médica), foram analisados 34 tipos de pensos diferentes, divididos em diversas categorias (filmes, espumas, hidrogéis, hidrofibras, alginatos hidrocolóides, adesivos, super absorventes, cianoacrilatos, copolímeros, entre outros), distinguidos em pensos saturados e pensos não saturados, sendo todos expostos a radiação de 6MeV e 9MeV, avaliando e quantificando a dose e o efeito que esta poderia ter na pele do doente.

Numa fase inicial, foi necessário proceder ao cálculo das curvas de calibração para as duas energias, como é descrito no ponto 5.3. Calibração de filmes EBT3.

Posteriormente, foram identificados todos os filmes com um número corresponde a cada tipo de penso a ser estudado e montado o *set-up* para irradiação de energias de 6 MeV e 9 MeV.

Na montagem do *set-up* para energias de eletrões, são colocadas 10 placas de água sólida, o filme e por cima para energia de 6MeV são colocadas de placas de água sólida de 1.2cm e o penso em estudo. Para energia de 9 MeV apenas altera o número de placas de água sólida colocadas por cima do filme, 1.9cm de placas de água sólida.

Após irradiação de todos os filmes, foram digitalizados depois de 20 horas com recurso ao digitalizador, *Epson Expression 10000XL* para converter as imagens tiff em densidade ótica.

Através das imagens convertidas para densidade ótica, é possível converter as mesmas em dose, contudo é necessário recorrer às curvas de calibração correspondentes de cada energia, sendo possível através de um ROI retirar o valor de dose para cada filme correspondente a cada penso. Todo o processo de determinação dos valores de dose está explicado em anexo (Anexo II).

Foi criado um Excel com o número dos filmes correspondentes a cada penso e registados todos os valores de densidade ótica e de dose. Para ser possível tirar conclusões acerca da influência da dose na pele, foi irradiado um filme chamado de “campo aberto”, com energias de 6MeV e 9MeV sem colocação de nenhum penso.

Para ser possível tirar conclusões, foi necessário recorrer à seguinte fórmula:

$$\% \text{ dose} = \frac{\text{Dose do filme \#}}{\text{Campo aberto}} - 1 \quad (5.3)$$

Foi definido um limiar de 5% do valor da dose na presença de penso, considerando-se que todos os valores acima de 5% podem ter um efeito negativo na distribuição de dose.

Apresentam-se na Tabela 12, a título de exemplo, os resultados obtidos para dois tipos de penso, um dois quais saturado, e um creme.

Tabela 12- Valores obtidos de dose de determinados pensos estudados.

Pensos	Valor de dose (cGy)		% Dose	
	6 MeV	9 MeV	6 MeV	9 MeV
Campo aberto	168.61	190.57	-	-
Penso A	179.78	192.90	6.62 %	1.22 %
Penso B- Não Saturado	176.30	196.14	4.56%	2.92%
Penso B- Saturado	212.64	212.38	26.11%	11.44%
Penso C	190.5	202.55	12.98%	6.29 %

Após a análise da Tabela 12 verificamos que o limiar de 5% é atingido com a utilização de três dos apósitos com feixes de elétrons de 6MeV. Para feixes de elétrons de 9MeV o efeito dos apósitos é superior ao limiar com a utilização de um dos pensos saturado e a utilização de um creme.

Assim, a utilização dos penso A e penso B não saturado com feixes de elétrons de 9MeV não acarretam um incremento significativo na dose superficial. No entanto, o impacto já não é desprezável quando se utilizam feixes de 6MeV ou na presença do penso B saturado.

Quanto ao penso C (creme), a medida foi feita com uma espessura arbitrária de creme bastante superior à utilizada em pacientes, pelo que este apósito será reavaliado.

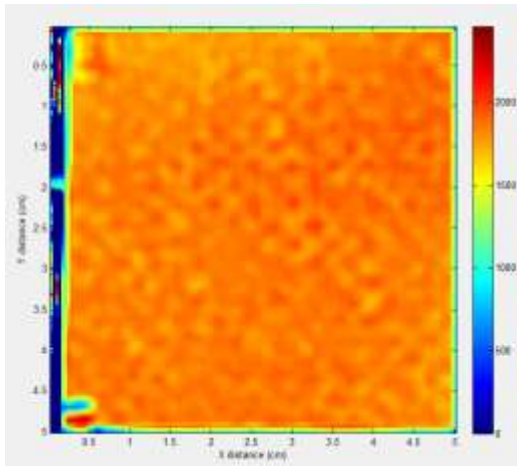


Figura 36- Penso B não saturado 6MeV.

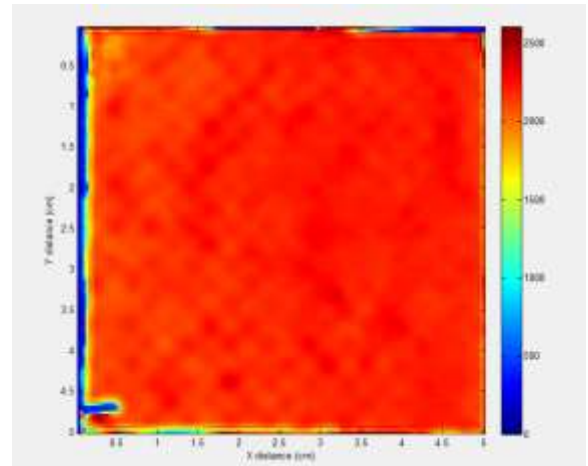


Figura 37- Penso B Saturado 6MeV.

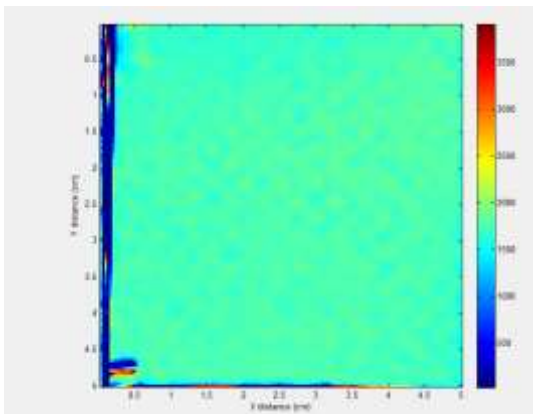


Figura 38- Penso B não saturado 9MeV.

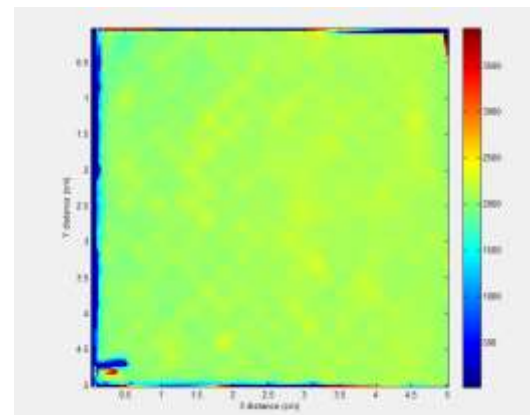


Figura 39- Penso B Saturado 9MeV.

De acordo com as imagens, podemos concluir através da escala de cores que o penso B não saturado apresenta uma atenuação maior que o saturado concluindo assim que a dose depositada no filme radiossensível é superior na presença do penso saturado.

Logo, a presença deste tipo de penso durante a radioterapia deve ser tida em conta no cálculo da dose no órgão em risco (pele).

6. Discussão e conclusão

O estágio realizado no serviço de física médica reforçou a importância fundamental desta área na garantia de segurança e precisão dos tratamentos de radiação. Através do contacto direto em atividades como a calibração dos equipamentos, verificação da dose administrada e controlos da qualidade, pude testemunhar como a contribuição de um físico médico é essencial para o sucesso dos tratamentos de radioterapia.

O presente trabalho foi desenvolvido tendo como principal objetivo os seguintes trabalhos práticos: controlo da qualidade dos aceleradores lineares e principais parâmetros avaliados, controlo da qualidade dos planos de tratamento, dosimetria com filmes radiocrómicos e calibração de filmes *GAFChromic EBT-3* e por fim a avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose.

No trabalho prático de análise do desempenho de um acelerador linear, foram descritos os parâmetros do acelerador linear *Varian DHX* do IPO, onde foram realizados testes mecânicos e dosimétricos, avaliada a homogeneidade, simetrias, PDDs e cunhas.

Os valores medidos de carga do eletrómetro para verificação de dose, são registados numa folha de Excel própria para todas as energias, seguindo o protocolo da *IAEA Technical Reports Series (TRS) 398* para determinação da dose absoluta verificando, se é necessário ou não proceder ao ajuste de dose.

No controlo da qualidade dos planos de tratamento (PSQA), recorre-se ao EPID ou à matriz de câmaras de ionização, contudo no IPO é mais usual a utilização do EPID, como será descrito de seguida.

Após adquirir as imagens através do EPID, foi analisado o mapa de fluências de um doente recorrendo ao software *Portal Dosimetry* e através da análise de todos os valores obtidos verificamos que o plano de tratamento do doente está pronto para ser aprovado.

No que diz respeito à dosimetria com filmes radiocrómicos, numa fase inicial procedeu-se à calibração dos filmes e irradiados com doses diferentes a duas energias distintas (6 MeV e 9MeV).

Para obter as curvas de calibração, primeiramente foi necessário irradiar os filmes a uma profundidade de 10cm, SSD=100cm e com um tamanho de campo de 10x10cm. Após 20 horas da irradiação, procedeu-se à digitalização no *Epson Expression 10000XL* e obtidas imagens digitais em modo RGB.

Foi determinada a densidade ótica no *DoseLab-Pro* e retirados todos os valores de dose dos diversos filmes, sendo obtidas as curvas de calibração de 6 MeV e 9 MeV (dose em relação à densidade ótica).

Por fim, na avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose foram analisados 34 tipos de pensos distintos, divididos em pensos saturados e não saturados, expostos a radiações de 6MeV e 9MeV, tendo sido avaliada e quantificada a dose e o efeito que esta poderia ter na pele do doente.

Recorrendo às curvas de calibração correspondentes de cada energia, foram retirados os valores de dose para cada filme correspondente a cada penso e avaliada a percentagem de dose em relação ao campo aberto para os mesmos.

Através dos dados obtidos para as duas energias , concluímos que quanto maior for o valor de dose maior é a percentagem de dose relativamente ao campo aberto. Para o mesmo penso, podemos verificar e concluir que um penso saturado e um não saturado não têm o mesmo impacto no valor de dose que chega à pele, verificando que para as duas energias, um penso saturado tem uma deposição muito maior da dose, sendo as percentagens muito maiores ao valor base definido como “apto” para utilização no doente (> 5%).

Para além da avaliação do impacto da utilização de pensos na distribuição de dose, será possível, numa fase futura estudar o impacto de diversos tipos de pensos num molde de uma mama. Ao utilizar um molde de mama, simulando geometricamente a região tratada e as características teciduais, seria possível simular condições mais realistas e estudar como os diferentes tipos de pensos poderiam afetar a distribuição da dose de radiação.

A colocação dos filmes radiocrómicos nos locais apropriados dentro do molde permitiria a medição quantitativa da dose recebida em cada região e quais as implicações clínicas que podiam advir.

Em suma, o estágio no serviço de física médica proporcionou-me um ambiente de aprendizagem enriquecedor, no qual pude aprender e consolidar os meus conhecimentos teóricos e aplicá-los na prática. Além disso, enfrentei desafios que me ajudaram a desenvolver habilidades de resolução de problemas e aprimorar a minha capacidade de adaptação em situações complexas. Esta experiência contribuiu significativamente para o meu crescimento profissional e pessoal.

Bibliografia

- [1] *What is Radiation Therapy?* | *Cancer.Net*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.cancer.net/navigating-cancer-care/how-cancer-treated/radiation-therapy/what-radiation-therapy>
- [2] History of Cancer Treatments: Radiation Therapy. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.cancer.org/cancer/understanding-cancer/history-of-cancer/cancer-treatment-radiation.html>
- [3] Williams, J. (2019). Basic clinical radiobiology. *International Journal of Radiation Biology*, 95(6), 797–797. <https://doi.org/10.1080/09553002.2019.1569781>
- [4] *History of Cancer Treatments: Radiation Therapy*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.cancer.org/cancer/understanding-cancer/history-of-cancer/cancer-treatment-radiation.html>
- [5] *Types of Radiation Therapy* | *SEER Training*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://training.seer.cancer.gov/treatment/radiation/types.html>
- [6] *Radiotherapy - how it works, side effects, other treatments* | *healthdirect*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.healthdirect.gov.au/radiotherapy>
- [7] Burnet, N. G., Thomas, S. J., Burton, K. E., Jefferies, S. J., & Burnet, N. (2004). ARTICLE Defining the tumour and target volumes for radiotherapy. *Cancer Imaging*, 4, 153–161. <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2004.0054>
- [8] *O que é Física Médica? • Divisão de Física Médica*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://dfm.spf.pt/brochura>
- [9] Beyer, T., Bailey, D. L., Birk, U. J., Buvat, I., Catana, C., Cheng, Z., Fang, Q., Giove, F., Kuntner, C., Laistler, E., Moscato, F., Nekolla, S. G., Rausch, I., Ronen, I., Saarakkala, S., Thielemans, K., van Elmpt, W., & Moser, E. (2021). Medical Physics and Imaging—A Timely Perspective. *Frontiers in Physics*, 9. <https://doi.org/10.3389/FPHY.2021.634693/FULL>
- [10] *Linear accelerator at Narayana Superspeciality Hospital*, *Health News, ET HealthWorld*. (n.d.). Retrieved July 3, 2023, from <https://health.economictimes.indiatimes.com/news/medical-devices/linear-accelerator-at-narayana-superspeciality-hospital/63663406?redirect=1>
- [11] *Linear Accelerator Basics* | *Oncology Medical Physics*. (n.d.). Retrieved July 3, 2023, from <https://oncologymedicalphysics.com/introduction-to-clinical-linear-accelerators/>

- [12] *Linear Accelerator: Definition, Working, Components and Applications*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.toppr.com/guides/physics/kinetic-theory/linear-accelerator/>
- [13] *Ionization chamber - ENS*. (n.d.). Retrieved June 3, 2023, from <https://www.euronuclear.org/glossary/ionization-chamber/>
- [14] *How a Linear Accelerator Works - HD - YouTube*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.youtube.com/watch?v=jSgnWfbEx1A>
- [15] Faiz M. Khan, J. P. G. (2014). *The Physics of Radiation Therapy, 5^a Edition, ISBN 978-1-4511-8245-3*.
- [16] Rock, P., & Yeung, J. (2011). Bremsstrahlung radiation. *Radiopaedia.Org*. <https://doi.org/10.53347/RID-14248>
- [17] Podgorsak, E. B., et al. *Radiation oncology physics*. IAEA Vienna, 2005.
- [18] Mayles, P., Nahum, A., and Rosenwald, J.-C. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [19] Ganz, J. C. (2022). Dosimetry. *Progress in Brain Research*, 268(1), 9–22. <https://doi.org/10.1016/BS.PBR.2021.10.023>
- [20] DeWerd, L. A., and Kissick, M. *The phantoms of medical and health physics*. Springer, 2014.
- [21] 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.
- [22] Xu, X. G., and Eckerman, K. F. *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*.
- [23] Jeong, H. S., Han, Y., Kum, O., Kim, C. H., & Park, J. H. (2011). Development and evaluation of a phantom for multi-purpose dosimetry in intensity-modulated radiation therapy. *Nuclear Engineering and Technology*, 43(4), 399–404. <https://doi.org/10.5516/NET.2011.43.4.399>
- [24] *What is Ionization Chamber? Principle, Construction and working. 3 advantage and disadvantage*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from https://physicswave.com/ionization-chamber/#What_is_ionization_Chamber

- [25] *MP3-M Water Phantom System* | PTW. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/mp3-m-water-phantom-system>
- [26] *Ion Chamber Design and Operation* | *Oncology Medical Physics*. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://oncologymedicalphysics.com/ionization-chamber-design-and-operation/>
- [27] *Detectors for Relative Dosimetry* | PTW. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.ptwdosimetry.com/en/overview-pages/detectors-for-relative-dosimetry>
- [28] Kainz, W., Neufeld, E., Bolch, W. E., Graff, C. G., Kim, C. H., Kuster, N., Lloyd, B., Morrison, T., Segars, P., Yeom, Y. S., Zankl, M., Xu, X. G., & Tsui, B. M. W. (2019). Advances in Computational Human Phantoms and Their Applications in Biomedical Engineering – A Topical Review. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 3(1), 1. <https://doi.org/10.1109/TRPMS.2018.2883437>
- [29] *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. (n.d.).
- [30] *What are the types of radiation therapy used for cancer treatment?* | MD Anderson Cancer Center. (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from <https://www.mdanderson.org/cancerwise/what-are-the-types-of-radiation-therapy-used-for-cancer-treatment.h00-159461634.html>
- [31] Casolaro, P. (2021). Radiochromic films for the two-dimensional dose distribution assessment. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(5), 1–16. <https://doi.org/10.3390/APP11052132>
- [32] Devic S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Phys Med* 2011;27(3):122–34.
- [33] Casolaro, P. Radiochromic films for the two-dimensional dose distribution assessment. *Applied Sciences* 11, 5 (2021), 2132.
- [34] 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.
- [35] Papaconstadopoulos P, Hegyi G, Seuntjens J, Devic S. A protocol for EBT3 radiochromic film dosimetry using reflection scanning. *Med Phys* 2014;41(12):122101.
- [36] Thwaites, D. I., Mijnheer, B. J., & Mills, J. A. (n.d.). *Chapter 12 QUALITY ASSURANCE OF EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY*.

- [37] Jacob, K., Rosa, M. J., Ferreira, P., Oliveira, S., Sousa, M., Fernandes, P., Parafita, R., Teixeira, N., Ramalho, M., & Rodrigues, R. (2008). *Controlo da Qualidade Dosimétrico no Serviço de Radioterapia do Hospital Cuf Descobertas (HCD): Importância do Controlo da Qualidade do Sector da Física e Resultados da Auditoria ESTRO-EQUAL Resumo. XX.*
- [38] *unidos e | Manualzz.* (n.d.). Retrieved June 23, 2023, from <https://manualzz.com/doc/31725799/unidos-e>
- [39] *Percentage Depth Dose.* (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from https://www.radiation-therapy-review.com/Percentag_Depth_Dose.html
- [40] Hossain, M., & Rhoades, J. (2016). On beam quality and flatness of radiotherapy megavoltage photon beams. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine / Supported by the Australasian College of Physical Scientists in Medicine and the Australasian Association of Physical Sciences in Medicine*, 39(1), 135. <https://doi.org/10.1007/S13246-015-0408-8>
- [41] *Flatness and Symmetry - Page 4.* (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from https://www.abrphysicshelp.com/index.php?option=com_content&view=article&id=94:photon-therapy-i-the-basics-demo&catid=79:public-pages&limitstart=3
- [42] *LINACHECK Specifications.* (n.d.).
- [43] Melhus, T., & Hellberg, F. (2021). *Characterization of GafChromic EBT-3 film calibration for high-accuracy applications.*
- [44] *Electronic Brachytherapy | eBx.* (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from
- [45] Ramachandran, P. (2017). New era of electronic brachytherapy. *World Journal of Radiology*, 9(4), 148. <https://doi.org/10.4329/WJR.V9.I4.148>
- [46] Schoenfeld AA, Poppinga D, Harder D, Doerner K-J, Poppe B. The artefacts of radiochromic film dosimetry with flatbed scanners and their causation by light scattering from radiation-induced polymers. *Phys Med Biol* 2014;59(13):3575–97.
- [47] *Structure of Gafchromic EBT3 film dosimetry | Download Scientific Diagram.* (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-Gafchromic-EBT3-film-dosimetry_fig2_356971670
- [48] *GAFCHROMIC™ DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-3.* (n.d.). Retrieved June 19, 2023, from www.FilmQAPro.com.
- [49] van Battum, L. J., Huizenga, H., Verdaasdonk, R. M., & Heukelom, S. (2016). How flatbed scanners upset accurate film dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 61(2), 625–649. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/2/625>

- [50] Yu, L., Tang, T. L. S., Cassim, N., Livingstone, A., Cassidy, D., Kairn, T., & Crowe, S. B. (2019). Analysis of dose comparison techniques for patient-specific quality assurance in radiation therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(11), 189–198. <https://doi.org/10.1002/ACM2.12726>
- [51] Lehmann, J., Hussein, M., Barry, M. A., Siva, S., Moore, A., Chu, M., Díez, P., Eaton, D. J., Harwood, J., Lonski, P., Claridge Mackonis, E., Meehan, C., Patel, R., Ray, X., Shaw, M., Shepherd, J., Smyth, G., Standen, T. S., Subramanian, B., ... Clark, C. H. (2022). SEAFARER – A new concept for validating radiotherapy patient specific QA for clinical trials and clinical practice. *Radiotherapy and Oncology*, 171, 121–128. <https://doi.org/10.1016/J.RADONC.2022.04.019>
- [52] Lau, M. L., Abdullah, R., & Jayamani, J. (2023). Electronic Portal Imaging Device in Pre-Treatment Patient-Specific Quality Assurance of volumetric-modulated arc therapy delivery. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 22, e63. <https://doi.org/10.1017/S1460396922000334>
- [53] Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) - Ingham Institute for Applied Medical Research. (n.d.). Retrieved June 20, 2023, from <https://inghaminstitute.org.au/electronic-portal-imaging-devices-epids>
- [54] Das, S., Kharade, V., Pandey, V., KV, A., Pasricha, R. K., & Gupta, M. (2022). Gamma Index Analysis as a Patient-Specific Quality Assurance Tool for High-Precision Radiotherapy: A Clinical Perspective of Single Institute Experience. *Cureus*, 14(10). <https://doi.org/10.7759/CUREUS.30885>
- [55] Herman, M. G., Kruse, J. J., & Hagness, C. R. (2000). Guide to clinical use of electronic portal imaging. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 1(2), 38. <https://doi.org/10.1120/JACMP.V1I2.2645>
- [56] Śłosarek, K., Plaza, D., Nas, A., Reudelsdorf, M., Wendykier, J., Bekman, B., & Grządziel, A. (2021). Portal dosimetry in radiotherapy repeatability evaluation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 22(1), 156–164. <https://doi.org/10.1002/ACM2.13123>
- [57] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378603X18300421>
- [58] *BeamAdjust* | PTW. (n.d.). Retrieved June 21, 2023, from <https://www.ptw-usa.com/en/products/beamadjust/>
- [59] Papaconstadopoulos P, Hegyi G, Seuntjens J, Devic S. A protocol for EBT3 radiochromic film dosimetry using reflection scanning. *Med Phys* 2014;41(12):122101.

- [60] INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA. (n.d.). *Feixes de Fotões Sem Equalização (Flattening Filter Free Beams - FFF) Para Uso Em Radioterapia*.
- [61] Das, S., Kharade, V., Pandey, V., KV, A., Pasricha, R. K., & Gupta, M. (2022). Gamma Index Analysis as a Patient-Specific Quality Assurance Tool for High-Precision Radiotherapy: A Clinical Perspective of Single Institute Experience. *Cureus, 14*(10). <https://doi.org/10.7759/CUREUS.30885>
- [62] Lin, C. Y., Shiau, A. C., Ji, J. H., Lee, C. J., Wang, T. H., Hsu, S. H., & Liang, J. A. (2018). A simple method for determining dosimetric leaf gap with cross-field dose width for rounded leaf-end multileaf collimator systems. *Radiation Oncology, 13*(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/S13014-018-1164-1/TABLES/3>
- [63] Kielar, K. N., Mok, E., Hsu, A., Wang, L., & Luxton, G. (2012). Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC. *Medical Physics, 39*(10), 6360–6371. <https://doi.org/10.1118/1.4752444>
- [64] *Application of enhanced dynamic wedges in radiotherapy*. (n.d.). Retrieved June 22, 2023, from <http://www.posterus.sk/?p=827>
- [65] Chełmiński, K., Bulski, W., Rostkowska, J., & Kania, M. (2006). Dynamic wedges – dosimetry and quality control. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy, 11*(2), 67–75. [https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(06\)71050-1](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(06)71050-1)
- [66] Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Eric Klein, Ds., LoSasso, T., Low, D., Mah, K., & Yu, C. (2001). *BASIC APPLICATIONS OF MULTILEAF COLLIMATORS Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee*. www.medicalphysics.org
- [67] Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F. F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C., & Holmes, T. (2009). Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics, 36*(9Part1), 4197–4212. <https://doi.org/10.1118/1.3190392>
- [68] *Diagram of the GAFCHROMIC TM film structure/dimensions: (a) EBT model,...* | *Download Scientific Diagram*. (n.d.). Retrieved June 27, 2023, from https://www.researchgate.net/figure/Diagram-of-the-GAFCHROMIC-TM-film-structure-dimensions-a-EBT-model-b-EBT2-model_fig6_230679758
- [69] *X-rays*. (n.d.). Retrieved July 4, 2023, from <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/xrayc.html>

- [70] Akasaka, H., Mukumoto, N., Nakayama, M., Wang, T., Yada, R., Shimizu, Y., Osuga, S., Wakahara, Y., Sasaki, R., Akasaka, H., Mukumoto, N., Nakayama, M., Wang, T., Yada, R., Shimizu, Y., Osuga, S., Wakahara, Y., & Sasaki, R. (2017). A Comparison of Physical vs. Nonphysical Wedge Modalities in Radiotherapy. *Radiotherapy*. <https://doi.org/10.5772/67057>
- [71] Friedman, D. L. (2016). Hodgkin Lymphoma. *Lanzkowsky's Manual of Pediatric Hematology and Oncology*, 429–441. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801368-7.00021-1>
- [72] Haghparast, A., Hashemi, B., & Eivazi, M. T. (2013). Influence of compensator thickness, field size, and off-axis distance on the effective attenuation coefficient of a cerrobend compensator for intensity-modulated radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 38(1), 25–29. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2012.06.001>

Apêndice

Apêndice I

Tabela 13- Condições de referência para determinar a qualidade do feixe de elétrons R50. [29]

Quantidade de influência	Valores de referência
Material do fantoma	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, água Para $R_{50} \leq 4 \text{ g/cm}^2$, água ou plástico
Tipo de câmara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano paralelo ou cilíndrica Para $R_{50} \leq 4 \text{ g/cm}^2$, plano paralelo
Profundidade de medição Z_{ref}	$0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$
Ponto de referência da câmara	Para câmaras de plano paralelo, no centro da câmara. Para câmaras cilíndricas, no eixo central, no centro do volume da cavidade.
Posição do ponto de referência da câmara	Para câmaras de plano paralelo, no ponto de referência, Z_{ref} . Para câmaras cilíndricas, $0.5 r_{cyl}$ mais profundo do que o ponto de interesse Z_{ref} .
SSD	100 cm
Tamanho do campo na superfície do fantoma	10x10 cm

Apêndice II e III

Tabela 14-Verificações mensais dos aceleradores lineares. [67]

Tolerâncias			
Procedimento	Não-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimétricos			
Constância de fótons		2%	
Constância de elétrons		2%	
Constância das câmaras MU1 e MU2		2%	
Homogeneidade e simetria de fótons	Homogeneidade: 3%		
	Simetria 2%		
Homogeneidade e simetria de elétrons	Homogeneidade: 5%		
	Simetria: 3%		
Mecânicos			

Coincidência do campo luminoso/campo de radiação assimétrico		1mm ou 1% cada lado	
Telêmetro comparado com ponteiro @90, 100, 110 cm		1 mm	
Rotação Gantry e Colimador (@ pontos cardinais)		0.5°	
Indicadores de posição das jaws (simétricos)		1mm para cada lado a partir do centro campo	
Indicadores de posição das jaws (assimétricos)		1mm em cada posição	
Rotação do colimador		1mm	
Indicadores de posição da cama	2 mm/ 1°	2 mm/ 1°	1mm/ 0.5°
Localização dos lasers	±2mm	±1mm	< ±1mm
Starshot do colimador com MLC		diâmetro ≤ 1mm	
Respiratórios			
Constância saída feixe		2 %	
Controlo feixe em fase amplitude		Funcional	
Sistema de monitorização respiratória na sala		Funcional	
EPID			
Coincidência das coordenadas de imagiologia e tratamento			≤ 1mm
Resolução espacial			Linha de base
Contraste			Linha de base
Uniformidade e ruído			Linha de base
Imagem kV			
Coincidência das coordenadas de imagiologia e tratamento			≤ 1mm
Resolução espacial			Linha de base
Contraste			Linha de base
Uniformidade e ruído			Linha de base
Cone-beam CT			
Distorção geométrica			≤ 1mm
Resolução espacial			Linha de base
Contraste			Linha de base
Constância HU			Linha de base
Uniformidade e ruído			Linha de base

Tabela 15-Verificações anuais dos aceleradores lineares. [67]

Tolerâncias			
Procedimento	Não-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimétricos			
Homogeneidade de fótons		1%	
Simetria de fótons		± 1%	
Homogeneidade de elétrons		1%	
Simetria de elétrons		± 1%	
Modo de rotação do arco SRS (0.5-10 UM/°)	Nd	Nd	UM (1MU ou 2%) Arco Gantry (1° ou 2%)
Calibração elétrons/fótons		± 1% absoluto	
Qualidade feixe fótons (PDD₁₀)		± 2% da linha de base	
Qualidade feixe elétrons (R₅₀)		± 1 mm	
Constância do fator de transmissão da cunha física		± 2 %	
Linearidade de UM de fótons	± 2 % ≥ 5MU	± 5% (2-4MU) ± 2% (5MU)	± 5% (2-4MU) ± 2% (5MU)
Linearidade de UM elétrons		± 2% (5MU)	
Constância de fótons vs taxa de dose		± 2 % da linha de base	
Constância de fótons vs ângulo da gantry		± 1% da linha de base	
Constância de elétrons vs ângulo da gantry		± 1% da linha de base	
Constância do fator fora do eixo de elétrons e fótons vs ângulo da gantry		± 1% da linha de base	
Modo do arco		± 1% da linha de base	
Modo TBI/TSET		Funcional	

Constância PDD e OAF		1 mm PDD deslocação (TSET) da linha de base	
Calibração TBI/TSET		± 2 % da linha de base	
Acessórios TBI/TSET		± 2 % da linha de base	
Mecânicos			
Rotação isocentro colimador		± 1% da linha de base	
Rotação isocentro gantry		± 1% da linha de base	
Rotação isocentro cama		± 1% da linha de base	
		Funcional	
Coincidência da radiação e isocentro mecânico	± 2% da linha de base	± 2% da linha de base	± 1% da linha de base
Inclinação da cama		2mm da linha de base	
Ângulo da cama		1°	
Acessórios estereotáxicos	Nd	Nd	Funcional
Respiratórios			
Constância da energia do feixe		2%	
Exatidão temporal da fase/amplitude		100 ms do esperado	
Calibração do substituto para a fase/ amplitude respiratória		100 ms do esperado	

~

Anexos

Anexo I

DLG measurements					
Date:	17-mai-23				
Phantom:	Solid Water Phantom		Electrometer:	PTW Unidos	
Setup:	95 cm SSD; d= 5 cm		Voltage:	400V	
Dose Rate	600 MU/min		Chamber:	PTW 30013 #4498	
Mus:	200 MUs		Eclipse ID:	2E+07	
Energy:	6MV		Course:	DLG/Sweep, MLC	
Field size:	10X10 cm				

6 MV MLC Transmission measurements				Transmission factor:	
SSD=95cm; d=5cm; 10x10cm	Rdg 1 (nC)	Rdg 2 (nC)	Average	open	34.725
Initial Open reading (nC)	34.7	34.75	34.725	Mt	0.472
Mt=closed MLC [Bank A] (nC)	0.471	0.471	0.471	MLC Trans	0.0136
Mt=closed MLC [Bank B] (nC)	0.473	0.474	0.4735		
Final Open reading (nC)	34.71				

6 MV Dosimetric Leaf Gap (DLG) measurements					
SSD=95cm; d=5cm; 10x10cm					
Gap (mm)	Rdg 1 (nC)	Rdg 2 (nC)	Average	Scalet Mt	M
2	1.355	1.361	1.358	0.464	0.894
4	1.919	1.927	1.923	0.457	1.466
6	2.494	2.499	2.4965	0.449	2.048
10	3.636	3.646	3.641	0.433	3.208
14	4.768	4.775	4.7715	0.417	4.354
16	5.331	5.341	5.336	0.409	4.927
20	6.475	6.474	6.4745	0.394	6.081

Figura 40-Resultados de DLGs para energia de 6MV.

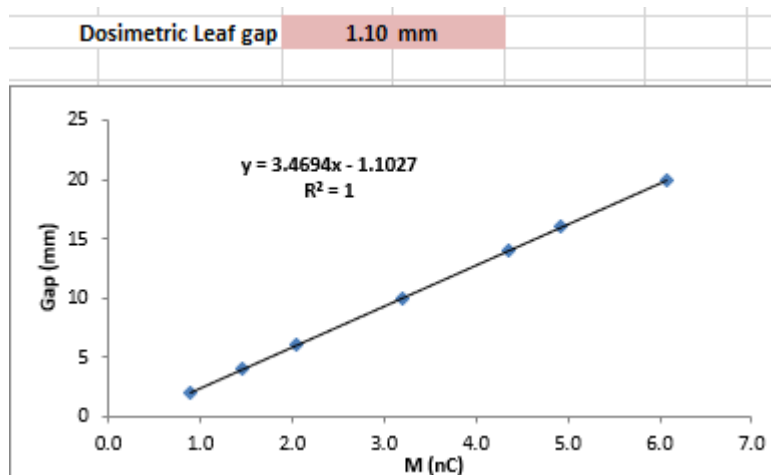


Figura 41-Gráfico referente aos resultados de DLGs.

SSD 90 cm		100 MU		farmer		data: 17/05/2023			
PROFUND 10 cm		campo 20x20		unidos					
				6 MV					
				wedge		Diff to Eclipse		Diff to Commissioning	
	cunha	M1	M2	mean	WF				
Y1(IN)	ABERTO	16.20	16.19	16.195	1.000	0.00%	0.00%		
	10	14.24	14.19	14.215	1.139	-0.09%	-0.06%		
	15	13.34	13.33	13.335	1.214	0.15%	0.12%		
	20	12.54	12.54	12.54	1.291	0.17%	0.19%		
	25	11.84	11.80	11.82	1.370	0.03%	0.01%		
	30	11.08	11.08	11.08	1.462	0.22%	0.18%		
	45	9.01	9.01	9.0085	1.798	0.33%	0.32%		
	60	6.85	6.83	6.8365	2.389	0.10%	0.38%		
Y2(OUT)	10	14.18	14.19	14.185	1.142	0.16%	0.15%		
	15	13.35	13.32	13.335	1.215	0.18%	0.15%		
	20	12.53	12.52	12.525	1.293	0.32%	0.34%		
	25	11.78	11.79	11.785	1.375	0.36%	0.34%		
	30	11.08	11.09	11.085	1.461	0.20%	0.17%		
	45	9.02	9.02	9.0205	1.798	0.33%	0.22%		
	60	6.86	6.86	6.8625	2.361	-0.25%	0.05%		
	OPEN	16.2		16.2					
				15 MV					
				wedge		Diff to Eclipse		Diff to Commissioning	
	cunha	M1	M2	mean	WF				
Y1(IN)	ABERTO	18.37	18.38	18.375	1.000	0.00%	0.00%		
	10	16.67	16.67	16.67	1.102	0.34%	0.12%		
	15	15.90	15.90	15.9	1.156	0.37%	0.14%		
	20	15.17	15.17	15.17	1.211	0.38%	0.11%		
	25	14.45	14.45	14.45	1.272	0.46%	0.21%		
	30	13.75	13.75	13.75	1.336	0.53%	0.18%		
	45	11.62	11.62	11.625	1.582	0.63%	0.32%		
	60	9.16	9.19	9.174	2.008	0.45%	0.30%		
Y2(OUT)	10	16.64	16.66	16.65	1.103	0.43%	0.21%		
	15	15.90	15.16	15.53	1.183	2.73%	2.50%		
	20	15.16	15.16	15.16	1.212	0.42%	0.14%		
	25	14.45	14.45	14.45	1.271	0.43%	0.18%		
	30	13.75	13.75	13.75	1.336	0.51%	0.15%		
	45	11.62	11.63	11.625	1.580	0.52%	0.20%		
	60	9.20	9.19	9.193	1.998	0.22%	0.06%		
	OPEN	18.37		18.37					

Figura 42- Resultados de cunhas para 6MV e 15MV.

Anexo II

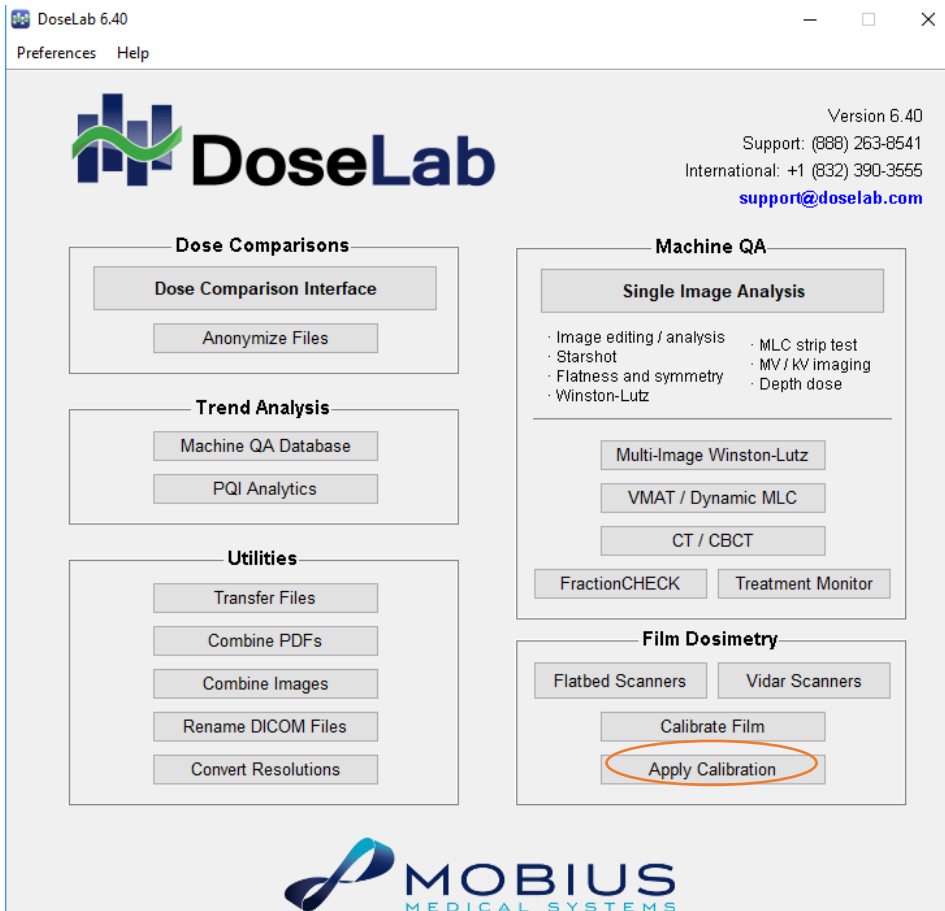


Figura 43-DoseLab.

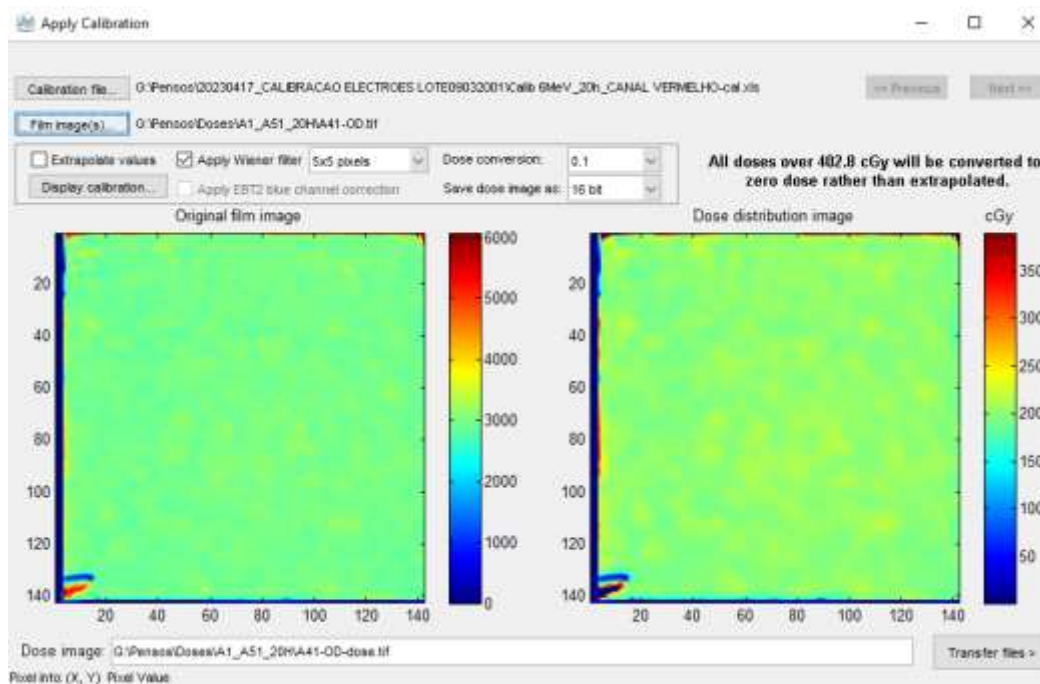


Figura 44- Conversão de imagens OD em dose de acordo com a curva de calibração.

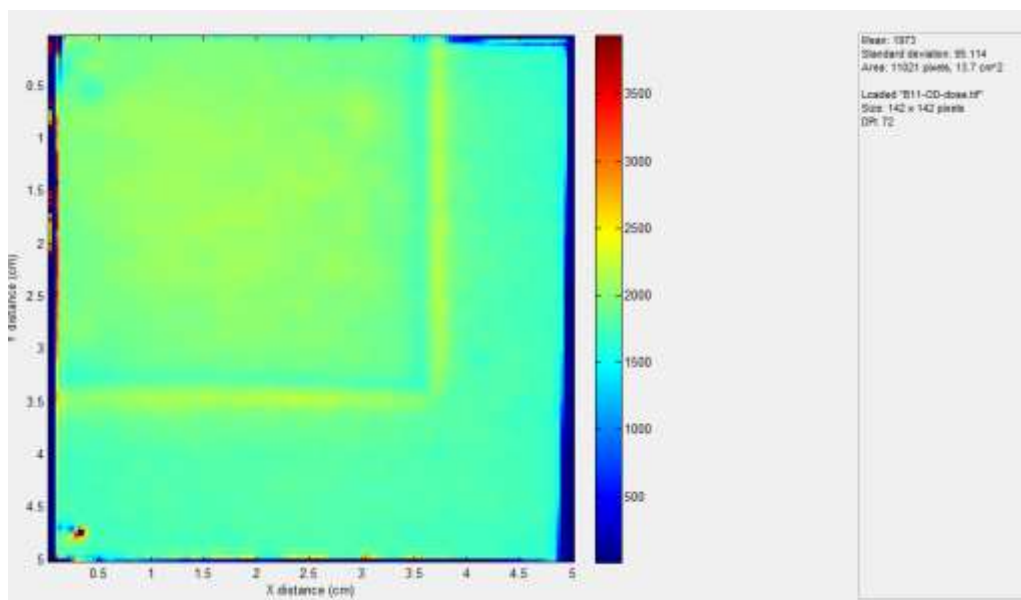


Figura 45- Determinação da dose sob o penso.