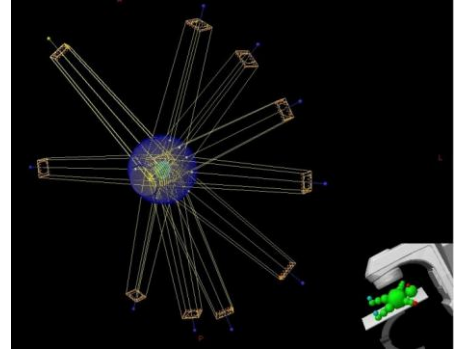




Desenvolvimento de um método de análise 3D de dose com filme radiosensível para controlo da qualidade de tratamentos em radioterapia

Pedro Filipe Silva Pereira

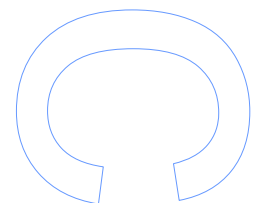
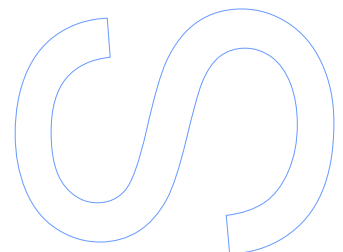
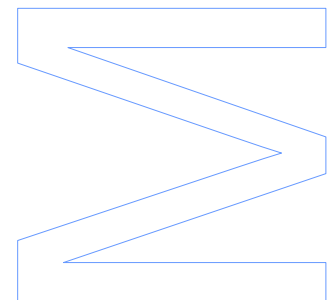
Mestrado em Física Médica
Departamento de Física
2014

Orientador

Luís Cunha
Assistente de Saúde
Instituto Português de Oncologia do Porto, EPE

Coorientador

Anabela Dias
Assistente de Saúde
Instituto Português de Oncologia do Porto, EPE



AGRADECIMENTOS

Este espaço é inteiramente dedicado a todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para a realização desta dissertação. A todos deixo o meu mais verdadeiro agradecimento.

Em primeiro lugar agradeço ao Dr. Luís Cunha pela forma como orientou o meu trabalho. O seu entusiasmo, dedicação e cordialidade inextinguíveis e as suas recomendações foram essenciais para este trabalho.

Em segundo lugar agradeço à Dr.^a Anabela Dias pela simpatia e ajuda prestada.

Não posso também deixar de agradecer ao diretor de mestrado, o Prof. Dr. Joaquim Agostinho pela preocupação e orientação inicial e ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, na pessoa do seu diretor, o Prof. Dr. Orfeu Bertolami, por libertar fundos para a construção do fantoma e permitir que este trabalho fosse possível.

Deixo também uma palavra de grande apreço ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, em particular ao Prof. Dr. Carlos Relvas, pela forma competente, empenhada e disponível com que construiu o fantoma.

São também merecedores do meu agradecimento, todos os colegas dos serviços de Física Médica e Radioterapia, do Instituto Português de Oncologia do Porto pela amabilidade com que me receberam e por todo o tempo despendido.

Finalmente gostaria de agradecer à minha família, pelo apoio incondicional ao longo da minha vida académica, à minha namorada e a todos os meus amigos pelo companheirismo e amizade demonstrados ao longo de todos estes anos.

RESUMO

A presente dissertação tem como objetivo implementar um método de análise 3D de dose, utilizando filme radiossensível para controlo da qualidade de tratamentos de Radioterapia Estereotáxica. Para o cumprimento deste objetivo desenvolveu-se e utilizou-se um fantoma esférico em material PMMA, constituído por quatro porções idênticas, onde é possível introduzir filme radiossensível em dois planos ortogonais. De forma a determinar corretamente a dose no filme, procedeu-se também ao estudo das características do filme radiossensível *Gafchromic® EBT3* e do equipamento responsável pela conversão do filme para imagem digital, o digitalizador *EPSON® Expression 10000XL*.

A caracterização do filme incluiu o estudo das suas propriedades fundamentais, tais como a resposta à radiação de megavoltagem, a simetria, a variação da resposta com diferentes ângulos de posicionamento, a dependência da resposta com o tempo após irradiação, a variação da intensidade transmitida com a exposição à luz ambiente e as curvas sensimétricas para os diferentes canais RGB.

Na caracterização do digitalizador estudou-se a uniformidade do mesmo na direção paralela e perpendicular à direção de digitalização, compararam-se diferentes métodos de obtenção de imagem e posicionamento do filme e estudaram-se efeitos de aquecimento da lâmpada, focagem, resolução e possíveis correções a aplicar.

Tendo em vista a validação da utilização do fantoma efetuaram-se diversos testes, recorrendo a planos de tratamento de doentes de radioterapia. A distribuição de dose calculada e a distribuição de dose no filme foram avaliadas através de análise *Gamma*, utilizando uma rotina *MATLAB®* desenvolvida para o efeito.

De entre os resultados obtidos destaca-se ao nível do digitalizador, a necessidade de aplicação de correções devido ao posicionamento e a vantagem do aquecimento da lâmpada e da média de digitalizações. Relativamente ao filme verifica-se a existência de variação da sensibilidade com a dose e a possibilidade de utilização de funções extrapoladoras, sendo as exponenciais as mais adequadas à gama de dose do estudo. A análise *Gamma* e rotina foram aprovadas para controlo da qualidade com um critério (5%, 5 mm).

Palavras-chave: Análise *Gamma*, Controlo da qualidade, Digitalizador, *Gafchromic® EBT3*, Radioterapia Estereotáxica.

ABSTRACT

The goal of the present thesis is implement a 3D method of dose analysis, using a radiosensitive film for Stereotactic Radiotherapy treatment quality assurance. Therefore, it was developed and used a spherical phantom made of PMMA, constituted by four similar pieces, where it is possible to introduce a radiosensitive film in two orthogonal planes. In order to determine correctly the dose in the film, the characteristics of the *Gafchromic® EBT3* film as well as those of the equipment that converts the film to digital image, the scanner *EPSON® Expression 10000XL*, were studied.

The film characterization included the study of its fundamental properties such as the megavoltage radiation response, symmetry, variation of the response in different positioning angles, response time after radiation dependence, transmitted intensity variation with the ambient light exposition and sensitometric curves for the different RGB channels.

For the scanner characterization it was studied its uniformity in the parallel and perpendicular direction of the digitalization, different methods of image acquisition and positioning of the film were compared. The effects of the lamp warming, focus, resolution and possible corrections to apply were studied.

To validate the phantom's utility some tests were executed using radiotherapy treatments plans. The calculated dose distribution and the film dose distribution were evaluated by Gamma analysis, using a *MATLAB®* routine developed for this purpose.

Among the obtained results, about the scanner it is stressed the need of corrections due to the positioning, the advantage of the lamp warming and the scans' mean. Concerning the film, it is verified a sensibility variation with the dose and the possibility of exponential extrapolation. The Gamma analysis and the routine were aproved for quality assurance with criteria (5%, 5mm).

Keywords: *Gafchromic® EBT3*, Gamma analysis, Quality assurance, Scanner, Stereotactic Radiotherapy.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	I
RESUMO.....	II
ABSTRACT.....	III
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABELAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS.....	X
INTRODUÇÃO	1
1. RADIOTERAPIA.....	3
2. CONTROLO DA QUALIDADE	11
3. MÉTODOS	30
4. RESULTADOS/DISCUSSÃO	52
5. CONCLUSÕES.....	96
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98
ANEXO 1 – CURVA DE DOSE EM PROFUNDIDADE PARA ÁGUA	102
ANEXO 2 – ROTINA MATLAB® PARA CÁLCULO DE INTENSIDADE MÉDIA.....	104
ANEXO 3 – FOLHA DE CÁLCULO “TRS-398 HE PHOTONS”	108
ANEXO 4 – ROTINA MATLAB® PARA APLICAÇÃO DO ÍNDICE GAMMA	110
ANEXO 5 – TABELAS REFERENTES AO ESTUDO DAS FUNÇÕES REPRESENTATIVAS DAS CURVAS SENSITOMÉTRICAS	114

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	I
RESUMO.....	II
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABELAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS.....	X
INTRODUÇÃO	1
1. RADIOTERAPIA.....	3
1.1. RADIAÇÃO IONIZANTE	4
1.2. TÉCNICAS	5
1.3. PLANEAMENTO.....	9
2. CONTROLO DA QUALIDADE	11
2.1. DOSÍMETROS	11
2.2. FANTOMAS.....	24
2.3. ANÁLISE GAMMA	26
2.4. CÁLCULO DE DOSE	28
3. MÉTODOS.....	30
3.1. CARATERIZAÇÃO DO DIGITALIZADOR EPSON® EXPRESSION 10000XL	32
3.2. ESTUDO DO FILME GAFCHROMIC® EBT3	35
3.3. CARATERIZAÇÃO DO FANTOMA	40
3.4. VALIDAÇÃO DO FANTOMA E MÉTODO DE ANÁLISE, PARA CONTROLO DA QUALIDADE	46
4. RESULTADOS/DISCUSSÃO	52
4.1. CARATERIZAÇÃO DO DIGITALIZADOR	52
4.2. ESTUDO DO FILME GAFCHROMIC® EBT3	67
4.3. CARATERIZAÇÃO DO FANTOMA	85
4.4. VALIDAÇÃO DO FANTOMA E MÉTODO DE ANÁLISE, PARA CONTROLO DA QUALIDADE	90
5. CONCLUSÕES.....	96
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98
ANEXO 1 – CURVA DE DOSE EM PROFUNDIDADE PARA ÁGUA	102
ANEXO 2 – ROTINA MATLAB® PARA CÁLCULO DE INTENSIDADE MÉDIA.....	104
ANEXO 3 – FOLHA DE CÁLCULO “TRS-398 HE PHOTONS”	108
ANEXO 4 – ROTINA MATLAB® PARA APLICAÇÃO DO ÍNDICE GAMMA	110
ANEXO 5 – TABELAS REFERENTES AO ESTUDO DAS FUNÇÕES REPRESENTATIVAS DAS CURVAS SENSITOMÉTRICAS	114

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1– Princípio utilizado na Radioterapia. A curva A representa a probabilidade de controlo tumoral e a curva B a probabilidade de complicações (adaptado a partir da referência 9)...	3
Fig. 1.2 – Classificação da radiação consoante a sua capacidade e modo de ionização (9).....	4
Fig. 1.3 – Processos de interação da radiação com a matéria dominantes, em função da energia do fóton e do número atômico Z do meio absorvente (9).....	5
Fig. 1.4 – Comparação da delimitação de área de tratamento e intensidade de feixe entre 3D CRT e IMRT (16).....	7
Fig. 1.5 – Aspeto exterior de um acelerador linear (24).	8
Fig. 1.6 – Comparação entre planos de tratamento em 3D-CRT (à esquerda) e IMRT (à direita). Vistas em plano coronal.	9
Fig. 1.7 – Comparação entre planos de tratamento em 3D-CRT (à esquerda) e VMAT (à direita). Vistas em plano coronal.	10
Fig. 2.1 – Resposta de dois sistemas dosimétricos não lineares. A curva A apresenta linearidade inicial, seguida de supralinearidade e saturação. A curva B exibe linearidade inicial e saturação a altas doses (10).	12
Fig. 2.2 – Esquema de funcionamento de uma câmara de ionização (14).....	13
Fig. 2.3 – Estrutura básica de uma câmara de ionização cilíndrica <i>Farmer</i> (9).....	14
Fig. 2.4 – Câmara de ionização <i>PTW® Farmer</i> (28).	14
Fig. 2.5 – Dependência energética de um filme radiográfico em função da energia (31).....	15
Fig. 2.6 – Dimensões (à esquerda) e estrutura (à direita) do filme <i>Gafchromic® EBT3</i>	16
Fig. 2.7 – Amostra de filme <i>Gafchromic EBT3</i> irradiada, não irradiada e filme original.....	17
Fig. 2.8 – Espetro de absorção do filme <i>EBT3</i> antes e depois de irradiado com 2 Gy (em cima). Canais R, G e B (em baixo) (4).	18
Fig. 2.9 – Diferença de intensidade média do filme em função do tempo após a irradiação, para várias doses (30).....	19
Fig. 2.10 – Orientação e marcação de digitalização do filme: “ <i>landscape</i> ” e “ <i>portrait</i> ”.....	19
Fig. 2.11 – Processo de conversão do filme para imagem digital (39).	21
Fig. 2.12 – Digitalizador <i>EPSON® Expression 10000XL</i>	22
Fig. 2.13 – Estrutura de um dispositivo de carga acoplada (42).....	22
Fig. 2.14 – Desvio da resposta central do digitalizador para a direção perpendicular e paralela à de digitalização (43).	23
Fig. 2.15 – Colocação adequada do filme para digitalização (4).	23
Fig. 2.16 – Fantoma de água: <i>MP3 Phantom Tank®</i> (47).....	24
Fig. 2.17 – Representação geométrica do índice Gamma, combinando critérios de diferença de dose e posição (DTA), para uma distribuição de dose 2D (50). O eixo x representa o plano espacial e o eixo δ representa a diferença de dose entre a posição de avaliação e de referência.	26
Fig. 2.18 – Montagem experimental para determinação da dose absorvida em água. A distância fonte-câmara (SCD) é mantida constante a 100 cm e a medida é feita com 10 g/cm ² de água acima da câmara de ionização. O tamanho de campo no ponto de referência da câmara é 10x10 cm ² (adaptado a partir da referência 48).....	28
Fig. 3.1 – Montagem da irradiação com PMMA.	30
Fig. 3.2 – <i>Frames</i> utilizadas ao longo da dissertação.	31
Fig. 3.3 – Direções paralela e perpendicular à direção de digitalização.....	32
Fig. 3.4 – <i>Frames</i> utilizadas para análise da uniformidade na direção perpendicular (<i>frame</i> 1) e paralela à direção de digitalização (<i>frame</i> 2) com orifícios tapados (a tracejado).....	33
Fig. 3.5 – Posições do filme utilizadas: normal e invertida.	36
Fig. 3.6 – Angulações do filme utilizadas.	37
Fig. 3.7 – Esquema do fantoma.	40
Fig. 3.8 – Elementos do fantoma construído. 1: partes da esfera; 2: suporte; 3: anilha para junção das partes da esfera; 4: parafusos de nivelção; 5: peso adicional; 6: suporte para posicionamento das partes da esfera.	41

Fig. 3.9 – Perspetivas do fantoma construído. Em cima à esquerda, perspetiva lateral; em cima à direita, perspetiva posterior; em baixo à esquerda, perspetiva anterior; em baixo à direita, perspetiva superior.....	41
Fig. 3.10 – Fator de escala de dose entre Água e RW3, em função da profundidade para várias energias de fótons, campo 10x10 cm ² (53).	43
Fig. 3.11 – Projeção do corte coronal da imagem de CT do fantoma, onde são visíveis as heterogeneidades existentes.	44
Fig. 3.12 – Projeção do corte coronal da imagem de CT do fantoma, com homogeneização do valor de HUs.	44
Fig. 3.13 – Fantoma e película no sistema de planeamento. Cálculo da dose média na película.	45
Fig. 3.14 – Exemplo de aplicação de uma grelha de dimensão h igual a 6.	47
Fig. 3.15 – Primeiro grupo de teste: movimento horizontal do <i>pixel</i> central.	48
Fig. 3.16 – Segundo grupo de teste: movimento horizontal e vertical do <i>pixel</i> central.	48
Fig. 3.17 – Terceiro grupo de teste: intensidade do <i>pixel</i> central variável.	49
Fig. 3.18 – Transposição do plano de tratamento (à esquerda) para o fantoma (à direita).	50
Fig. 3.19 – Exemplo de distribuições de dose para os planos coronal (à esquerda) e sagital (à direita).	50
Fig. 3.20 – Exemplo da “eliminação” da zona de corte.	51
Fig. 4.1 – Representação do cálculo da distância entre o centro do orifício com a amostra de filme e o bordo superior do digitalizador para as direções estudadas.	52
Fig. 4.2 – Perfil de intensidade transmitida ao longo da direção perpendicular à direção de digitalização.	53
Fig. 4.3 – Perfil de intensidade transmitida ao longo da direção paralela à direção de digitalização.	53
Fig. 4.4 – Aplicação do comando janela/nível ao histograma da imagem analisada.	55
Fig. 4.5 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro, relativamente ao perfil na direção perpendicular à direção de digitalização. Imagem com amostras (<i>frame 1</i>).	55
Fig. 4.6 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro, relativamente ao perfil na direção paralela à direção de digitalização. Imagem com amostras (<i>frame 2</i>).	56
Fig. 4.7 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro. Imagem sem amostras (<i>frame 1</i>).	56
Fig. 4.8 – Curvas sensiométricas obtidas com e sem focagem, para os três canais.	57
Fig. 4.9 – Curvas sensiométricas para o canal vermelho obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 <i>dpi</i>	58
Fig. 4.10 – Curvas sensiométricas para o canal verde obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 <i>dpi</i>	59
Fig. 4.11 – Curvas sensiométricas para o canal azul obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 <i>dpi</i>	59
Fig. 4.12 – Numeração das posições da <i>frame 1</i>	61
Fig. 4.13 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal vermelho.	61
Fig. 4.14 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal verde.	62
Fig. 4.15 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal azul.	62
Fig. 4.16 – Intensidade transmitida obtida para cada posição ao longo da linha central, para uma digitalização e para média de 4 digitalizações.	63
Fig. 4.17 – Numeração das posições da <i>frame 2</i>	64
Fig. 4.18 – Intensidade transmitida obtida em cada posição da <i>frame 2</i> , para os três canais (orientação “ <i>portrait</i> ”).	65
Fig. 4.19 – Intensidade transmitida do filme nos três canais, em função do tempo decorrido. Equação da linha de tendência a vermelho (canal vermelho) em cima. Equação da linha de tendência a verde (canal verde) em baixo.	68
Fig. 4.20 – Curvas sensiométricas obtidas com o filme nas posições normal e invertida, para os três canais.	69
Fig. 4.21 – Curvas sensiométricas para o canal vermelho obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.	70

Fig. 4.22 – Curvas sensitométricas para o canal verde obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.....	71
Fig. 4.23 – Curvas sensitométricas para o canal azul obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.....	71
Fig. 4.24 – Curvas de calibração para 24 horas, para os três canais, com os filmes digitalizados em orientação “ <i>portrait</i> ”.....	74
Fig. 4.25 – Diferença entre a intensidade transmitida obtida no canal vermelho para vários tempos e a intensidade transmitida obtida 24 horas decorridas entre a irradiação e digitalização.	75
Fig. 4.26 – Diferença entre a intensidade transmitida obtida no canal verde para vários tempos e a intensidade transmitida obtida 24 horas decorridas entre a irradiação e digitalização..	75
Fig. 4.27 – Diferença média ao longo do tempo, para os canais vermelho e verde.....	76
Fig. 4.28 – Aplicação da função 1 com $y_0 = 0$ para os canais vermelho e verde.....	77
Fig. 4.29 – Aplicação da função 2 para os canais vermelho e verde.	78
Fig. 4.30 – Aplicação da função 3 para os canais vermelho e verde.	79
Fig. 4.31 – Aplicação da função 1 com $y_0 \neq 0$ para os canais vermelho e verde.....	80
Fig. 4.32 – Decomposição da curva sensitométrica para o canal vermelho.....	82
Fig. 4.33 – Decomposição da curva sensitométrica para o canal verde.	83
Fig. 4.34 – Coeficientes $A1$ e $t1$ em função do tempo decorrido para os canais analisados.	84
Fig. 4.35 – Coeficientes $A2$, $t2$ e y_0 em função do tempo decorrido para os canais analisados.	84
Fig. 4.36 – Perfil de dose em profundidade para os materiais.	86
Fig. 4.37 – Fatores de escala de dose direto e cruzado entre água e PMMA em função da profundidade.	87
Fig. 4.38 – Imagens analisadas para o tratamento 1, plano coronal. Em cima e da esquerda para a direita, imagem invertida obtida após a digitalização, imagem após aplicação da curva sensitométrica e imagem proveniente do TPS. Em baixo, imagens representativas do índice Gamma para os critérios (3%, 3 mm) e (5%, 5 mm).....	92
Fig. 4.39 – Imagens analisadas para o tratamento 1, plano sagital. Em cima e da esquerda para a direita, imagem invertida obtida após a digitalização, imagem após aplicação da curva sensitométrica (e com exclusão da zona de corte) e imagem proveniente do TPS. Em baixo, imagens representativas do índice Gamma para os critérios (3%, 3 mm) e (5%, 5 mm).....	93

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Composições elementares, densidades físicas, densidades eletrónicas e densidades eletrónicas relativas para diversos materiais (49).	25
Tabela 3.1 – Nome de imagem e percentagem de dose para cada imagem pertencente ao terceiro grupo de teste.	49
Tabela 4.1 – Percentagem de desvio padrão em relação ao valor de intensidade transmitida máxima, para as duas situações analisadas nas direções perpendicular e paralela à direção de digitalização, para os três canais.....	54
Tabela 4.2 – Diferença média referente às digitalizações sem e com focagem, para os três canais.....	58
Tabela 4.3 – Diferença média calculada para cada resolução e para os três canais.....	60
Tabela 4.4 – Desvio padrão em relação à intensidade transmitida máxima para digitalização sem média e com média de 4 digitalizações, para os três canais.....	64
Tabela 4.5 – Valor corretivo calculado em posição “ <i>portrait</i> ”, para as diferentes posições da <i>frame</i> 2 e para os diferentes canais.....	66
Tabela 4.6 – Valor corretivo calculado em orientação “ <i>landscape</i> ”, para as diferentes posições da <i>frame</i> 2 e para os diferentes canais.....	66
Tabela 4.7 – Diferença máxima obtida para cada orientação e canal.....	67
Tabela 4.8 – Maior diferença de intensidade transmitida obtida e percentagem deste valor em relação ao valor de intensidade transmitida inicial, para cada um dos canais.....	68
Tabela 4.9 – Diferença média referente às digitalizações em posição normal e invertida, para os três canais.....	70
Tabela 4.10 – Diferença média referente a cada orientação, para os três canais.....	72
Tabela 4.11 – Dados das irradiações efetuadas para cálculo das curvas sensiométricas segundo orientação “ <i>portrait</i> ”.	73
Tabela 4.12 – Cálculo das doses utilizadas nas curvas sensiométricas.....	73
Tabela 4.13 – Coeficientes da função 1 com $y_0 = 0$ para os canais vermelho e verde.....	77
Tabela 4.14 – Coeficientes da função 2 para os canais vermelho e verde.....	78
Tabela 4.15 – Coeficientes da função 3 para os canais vermelho e verde.....	79
Tabela 4.16 – Coeficientes da função 1 com $y_0 \neq 0$ para os canais vermelho e verde.....	80
Tabela 4.17 – Diferença média e diferença máxima para os quatro estudos, nos canais vermelho e verde.....	81
Tabela 4.18 – Dados das irradiações efetuadas para cálculo dos perfis de dose para cada material.....	85
Tabela 4.19 – Cálculo de dose a diferentes profundidades em Água, PMMA e RW3.....	85
Tabela 4.20 – Fatores de escala de dose direto e cruzado entre água e PMMA para várias profundidades.....	87
Tabela 4.21 – Doses teóricas, doses calculadas e intensidade transmitida obtida para cada procedimento.....	88
Tabela 4.22 – Registo das imagens testadas, com a indicação dos <i>pixéis</i> de valor índice <i>Gamma</i> diferente de zero.....	90
Tabela 4.23 – Percentagem de pontos aprovados por canal no plano coronal.....	93
Tabela 4.24 – Percentagem de pontos aprovados por canal no plano sagital.....	94

LISTA DE ABREVIATURAS

PMMA – Polimetil-metacrilato

OMS – Organização Mundial de Saúde

TLD – Detetor termo luminescente

RT – Radioterapia

ADN – Ácido desoxirribonucleico

3D-CRT – Radioterapia conformacionada 3D

CT – Tomografia computadorizada

IMRT – Radioterapia de intensidade modulada

MLC – Colimador multi-folhas

VMAT – Terapia em arco volumétrico modulado

SBRT – Radioterapia Estereotóxica

LINAC – Acelerador linear de partículas

RF – Radio frequência

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

TPS – Sistema de planeamento de tratamento

OD – Densidade ótica

LED – Díodo emissor de luz

Dpi – Pontos por polegada

CCD – Dispositivo de carga acoplada

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica

DTA – Distância de acordo

SCD – Distância entre a fonte de radiação e a câmara de ionização

SSD – Distância entre a fonte e a superfície

MU – Unidade de monitor

PDD – Perfil de dose em profundidade

HU – Unidade de *Hounsfield*

INTRODUÇÃO

As doenças cancerígenas são a maior causa de morte (1), segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS). O número de casos de cancro aumentará de 12,7 milhões, em 2008 para 21,4 milhões, em 2030 (2). A Radioterapia é o método de tratamento mais utilizado no controlo da doença (2), sendo a sua eficácia baseada na exatidão com que a dose é planeada e debitada ao doente. Torna-se por isso essencial desenvolver métodos de controlo mais eficientes e capazes de corresponder às exigências. Existem diversos métodos de controlo da qualidade utilizando como dosímetros câmaras de ionização, semicondutores ou detetores termoluminescentes (TLDs). No entanto, estes apresentam algumas limitações. As câmaras de ionização e semicondutores não revelam suficiente resolução espacial necessária à verificação de alguns tratamentos e, apesar das dimensões reduzidas, os TLDs são de manuseamento complicado e consomem demasiado tempo para tratamentos complexos (3).

Recentemente tem vindo a desenvolver-se a utilização de filmes radiocrómicos, películas sensíveis à radiação ionizante, que ao alterarem a sua densidade ótica permitem uma fácil quantificação da dose absorvida. Estes apresentam vantagens inequívocas tais como, alta resolução espacial (5000 *dpi*), boa precisão, fácil manuseamento e recorrendo a um simples digitalizador, um acessível e versátil armazenamento de dados (3). Um dos filmes disponíveis no mercado, o filme *Gafchromic® EBT3*, apresenta sensibilidade a uma alta gama de dose (doses até 40 Gy), é simétrico, independente da energia e da taxa de dose, resistente à água e relativamente estável à luz ambiente (4, 5). A utilização destes filmes no controlo da qualidade em tratamentos de Radioterapia (RT) pode ser implementada através da utilização de fantasmas que sirvam de suporte e permitam um preciso posicionamento.

É neste contexto que se desenvolveu um fantoma esférico, construído em PMMA¹ e constituído por quatro partes iguais. Nas interseções é possível inserir filme radiosensível, permitindo desenvolver um método de análise 3D de dose, com alta resolução espacial. O objetivo deste estudo é validar a utilização deste método/fantoma para controlo da qualidade de tratamentos de Radioterapia Estereotáxica efetuados no Instituto Português de Oncologia do Porto, EPE. De forma a concretizar este objetivo foi necessário desenvolver o fantoma, caraterizar o sistema

¹ polimetil-metacrilato, material termoplástico rígido e transparente, também conhecido como "acrílico".

de medida, o filme *Gafchromic® EBT3* e o digitalizador *EPSON® Expression 10000XL*.

Este trabalho está organizado em 4 capítulos principais. O capítulo 1 apresenta os conceitos essenciais acerca da radiação ionizante, passando depois à exposição das técnicas de tratamento utilizadas na Radioterapia externa e a uma descrição do equipamento utilizado com uma breve abordagem ao planeamento.

O capítulo 2 apresenta os processos físicos inerentes aos sistemas dosimétricos utilizados na dissertação: câmara de ionização e filme radiossensível, apresentando uma descrição mais detalhada para o filme radiossensível, objeto de estudo deste trabalho. Os métodos de avaliação e comparação dos resultados nomeadamente, a análise *Gamma* e o cálculo de dose são também abordados.

O capítulo 3 apresenta a caracterização do digitalizador *EPSON® Expression 10000XL*, o estudo do filme *Gafchromic® EBT3*, a caracterização do fantoma, assim como a sua validação como método de análise para controlo da qualidade.

Por fim, o capítulo 4 e 5 onde se apresentam os resultados e conclusões do trabalho.

1. RADIOTERAPIA

A Radioterapia (RT) utiliza radiação de alta energia para controlar tumores e matar células cancerígenas (6). O grande objetivo desta técnica é irradiar as células tumorais poupando o tecido saudável circundante (7). Este princípio baseia-se na radiobiologia, a ciência que estuda o efeito da radiação ionizante nas células, sendo idealmente ilustrado na Figura 1.1 por duas curvas sigmóides, uma representando a probabilidade de controlo tumoral (curva A) e outra a probabilidade de complicações (curva B) para determinada dose de irradiação. Um aumento de dose provoca um aumento da probabilidade de controlo tumoral, mas também da probabilidade de complicações. Assim, é necessário escolher uma dose que permita um equilíbrio entre as duas probabilidades, de forma a controlar o tumor e evitar dano nos tecidos saudáveis. O intervalo de dose que garante este equilíbrio é conhecido como janela terapêutica, correspondendo ao intervalo entre as doses referentes a 75% de probabilidade de controlo tumoral e 5% de probabilidade de complicações (8).

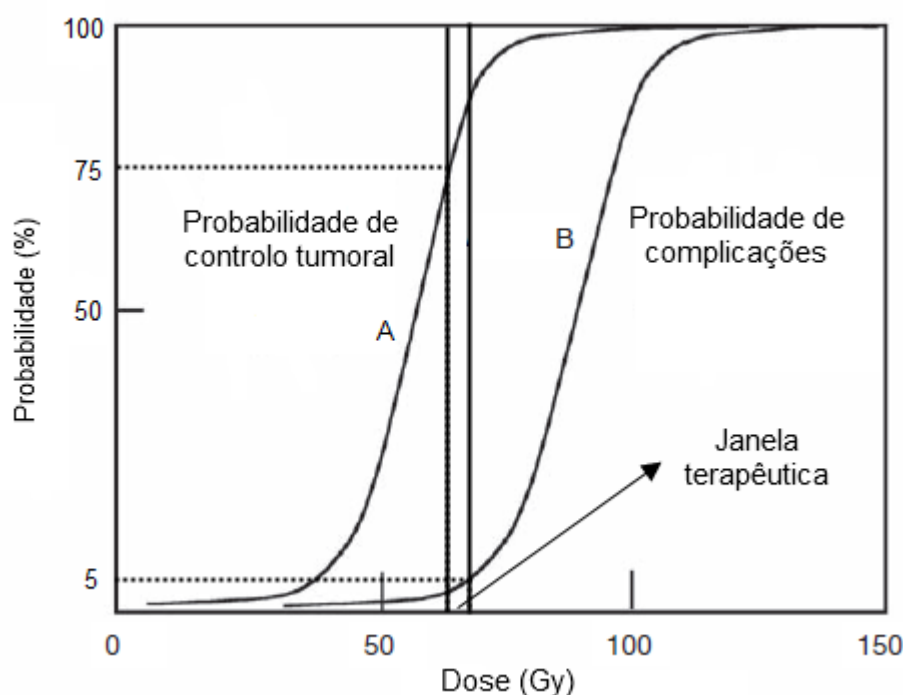


Fig. 1.1– Princípio utilizado na Radioterapia. A curva A representa a probabilidade de controlo tumoral e a curva B a probabilidade de complicações (adaptado a partir da referência 9).

Radiação eletromagnética (radiação X e γ) e partículas carregadas são os tipos de radiação usados nos tratamentos de RT. Esta radiação pode ser administrada ao paciente de duas formas: através de um equipamento externo ao corpo do doente

(Radioterapia externa) ou através de isótopos radioativos colocados no interior do organismo, próximo das células tumorais (Braquiterapia). Tendo em conta os objetivos de estudo, ao longo deste capítulo dar-se-á um maior ênfase à Radioterapia externa e à radiação eletromagnética.

1.1. RADIAÇÃO IONIZANTE

A radiação ionizante destrói as células pelo dano no seu ADN (6). O processo físico que causa esta destruição é a ionização, responsável pela remoção de um ou mais eletrões dos átomos, deixando para trás partículas carregadas eletricamente, que podem produzir significativo dano biológico. O átomo ou molécula ionizada pode ainda fragmentar-se produzindo radicais livres ou voltando ao estado original (10).

A radiação ionizante pode ser dividida em dois grupos consoante o seu modo de ionização: direta ou indiretamente ionizante (Figura 1.2). As partículas carregadas inserem-se no primeiro grupo, depositando diretamente energia no meio através de interações de *Coulomb* entre a partícula ionizada e os eletrões da orbital (dos átomos do meio). Por outro lado, a radiação eletromagnética ao ser eletricamente neutra, não interage fortemente com a matéria. Esta dá origem a partículas secundárias (carregadas) que depositam energia no meio, sendo o efeito biológico causado por ionização secundária (9).

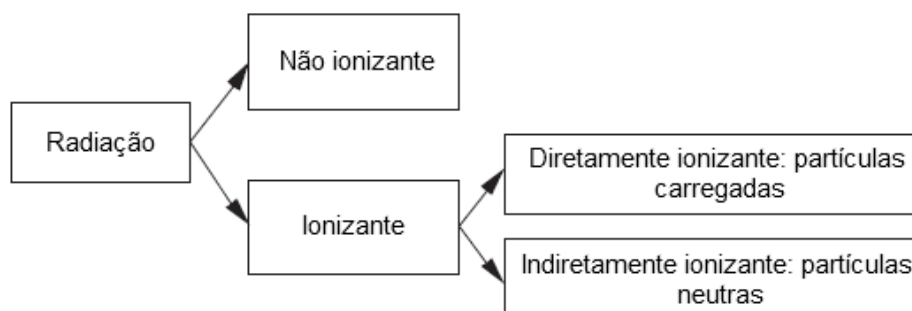


Fig. 1.2 – Classificação da radiação consoante a sua capacidade e modo de ionização (9).

Os efeitos biológicos provocados ocorrem quando a radiação ionizante interage com o tecido e deposita energia. Esta interação pode ocorrer através dos processos de efeito fotoelétrico, difusão de *Compton* e produção de pares. Como explicitado na Figura 1.3 e na Equação 1.1, estes processos dependem da energia dos fótons e do número atómico do meio absorvente. A Equação 1.1 apresenta a intensidade de um feixe monoenergético de fótons, atenuado por um meio absorvente de espessura x .

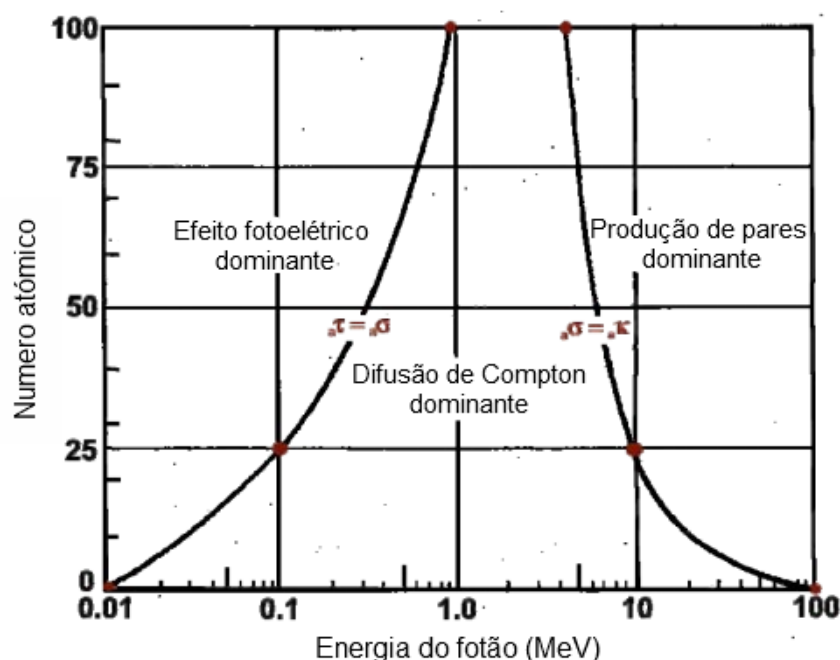


Fig. 1.3 – Processos de interação da radiação com a matéria dominantes, em função da energia do fóton e do número atômico Z do meio absorvente (9).

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (1.1)$$

onde

$I(0)$ é a intensidade do feixe não atenuado;

$\mu(h\nu, Z)$ é o coeficiente linear de atenuação, que depende da energia $h\nu$ do fóton e do número atômico Z do meio atenuador (9).

1.2. TÉCNICAS

Os tratamentos efetuados em radioterapia externa utilizam, de uma forma mais comum, feixes de fótons (6).

A técnica selecionada para o tratamento depende de vários fatores como: tipo, tamanho e localização do tumor; proximidade com tecidos saudáveis sensíveis à radiação; estado geral e historial clínico do paciente (11). Considerando estes fatores é definida a dose de prescrição e o fracionamento do tratamento. Geralmente os tratamentos são efetuados diariamente (dose diária de 2 Gy) e durante um período de 4 a 5 semanas. Este fracionamento ocorre para aumentar a probabilidade das células tumorais serem expostas nas fases do ciclo celular mais vulneráveis a danos no ADN

e para as células sãs recuperarem do dano causado (6). No entanto, existem outros tipos de fracionamento como: hiperfracionamento, onde o doente é exposto a pequenas doses, várias vezes por dia; hipofracionamento, onde o tratamento é efetuado com doses superiores ao fracionamento convencional reduzindo assim o número de tratamentos; fracionamento acelerado, onde o tratamento é administrado em doses diárias ou semanais superiores para reduzir o período de tratamento (11).

1.2.1. RADIOTERAPIA CONFORMACIONADA (3D-CRT)

A radioterapia conformacionada é também intitulada radioterapia conformacionada 3D (3D-CRT). O planeamento desta técnica tem em conta a forma tridimensional do tumor. Assim, utiliza um planeamento especializado com base em imagens anatómicas de tomografia computadorizada (CT). Com este planeamento e utilizando dispositivos de colimação é possível que feixes de radiação, de intensidade uniforme, possam ser conformados numa área (alvo) precisamente definida (11, 12) e em várias direções (13).

1.2.2. RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT)

As técnicas tradicionais são aplicadas com intensidade uniforme. Ocasionalmente utilizam-se cunhas ou compensadores para alterar o perfil de intensidade. Este processo de alteração da intensidade do feixe, para atingir os objetivos de um plano, é chamado modulação de intensidade (14). Assim surgiu a radioterapia de intensidade modulada.

A radioterapia de intensidade modulada é uma técnica que para além de permitir a conformação da radiação para o contorno do volume alvo, utiliza ainda dispositivos, como os colimadores multi-folha (MLC), para modular a intensidade do feixe (15). Os MLC podem ser utilizados em modo estacionário ou móvel (dinâmico) durante o tratamento.

Como é visível na Figura 1.4 apesar da conformação do tumor ser semelhante, em IMRT, contrariamente à radioterapia conformacionada, modula-se a intensidade do feixe (13). Esta técnica permite assim, irradiar diferentes áreas do tumor com diferentes doses de radiação, o que constitui uma grande vantagem para a eficiência do tratamento e poupança dos órgãos de risco e tecidos sãos circundantes.

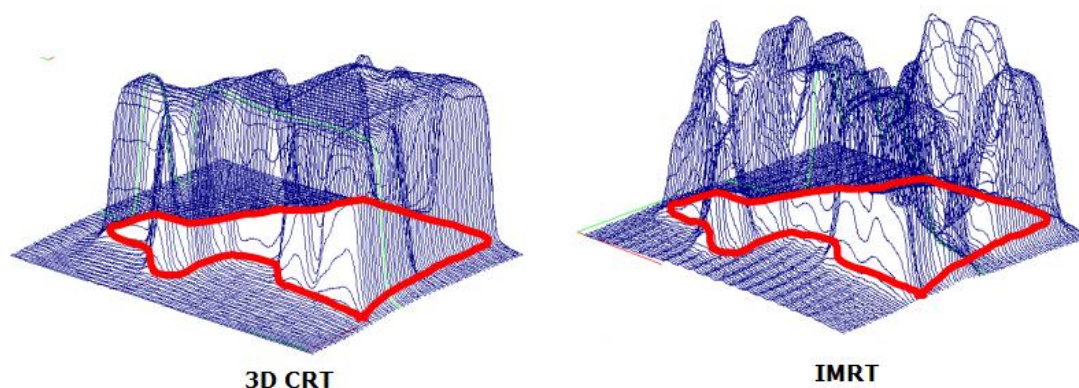


Fig. 1.4 – Comparação da delimitação de área de tratamento e intensidade de feixe entre 3D CRT e IMRT (16).

Comparativamente com a radioterapia conformacionada, a IMRT reduz o risco de efeitos secundários em órgãos de risco (17). No entanto, um maior volume de tecido normal é exposto a radiação (baixas doses) (11).

A nível de planeamento a técnica difere das outras, pois baseia-se num planeamento inverso (17). No planeamento direto e inverso são definidos volumes alvo e estruturas a evitar. No entanto, no planeamento inverso é também necessário definir as especificações de dose tanto para o volume como para os órgãos de risco, determinando restrições de tolerância, de acordo com a importância da proteção necessária ao órgão. O sistema de planeamento cria padrões de modulação em cada feixe visando alcançar as doses prescritas pelo médico (18).

Existe ainda uma variação da IMRT, chamada terapia em arco volumétrico modulado (VMAT). Nesta técnica, a radiação é debitada em simultâneo à rotação da *gantry* do aparelho. Durante o tratamento alguns parâmetros podem variar continuamente, incluindo-se nestes: padrão das folhas do MLC, taxa de dose e velocidade de rotação da *gantry*. A principal vantagem da VMAT consiste na redução do tempo de tratamento (13).

1.2.3. RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA (SBRT)

A Radioterapia estereotáxica é um procedimento efetuado a volumes pequenos (1 a 150 cm^3) (19). É uma técnica de tratamento que usa pequenos tamanhos de campo e altas doses (20), necessitando por isso de uma precisão superior na localização dos alvos e geometria dos tratamentos (19). Para tal, utiliza técnicas de imagem avançadas (13) e equipamentos de imobilização (11).

Este tratamento é normalmente utilizado para tratamentos a tumores cerebrais bem definidos (Estereotáxia craniana). Contudo, efetuam-se também tratamentos a tumores não localizados no crânio (Estereotáxia extracraniana).

Para a aplicação da técnica utilizam-se equipamentos específicos, como o *GammaKnife®* ou o *CyberKnife®* (acelerador linear montado num braço robótico). Habitualmente utiliza-se também um acelerador linear (LINAC), com energia de feixe 6 MV e taxa de dose 600 ou 1000 MU/min (modulado ou convencional, respetivamente). A utilização do LINAC apresenta como vantagem a possibilidade de tratamento de várias zonas (19). Estes aparelhos são capazes de direcionar vários feixes a diferentes ângulos, sendo que cada feixe debita uma pequena dose. Desta forma consegue-se aplicar uma elevada dose ao tumor, mas uma dose muito inferior aos restantes tecidos (12).

Os riscos inerentes à técnica são baixos (21) e as complicações estão relacionadas com a patologia a ser tratada (22, 23).

Todas as técnicas referidas anteriormente, utilizam como equipamento de tratamento, com mais ou menos funcionalidades, um acelerador linear (LINAC). O aparelho é apresentado na Figura 1.5. A *gantry* possibilita que a fonte de radiação possa girar ao longo de um eixo horizontal. O isocentro é definido como o ponto de interseção entre os eixos de rotação da *gantry*, do colimador e da mesa (14).

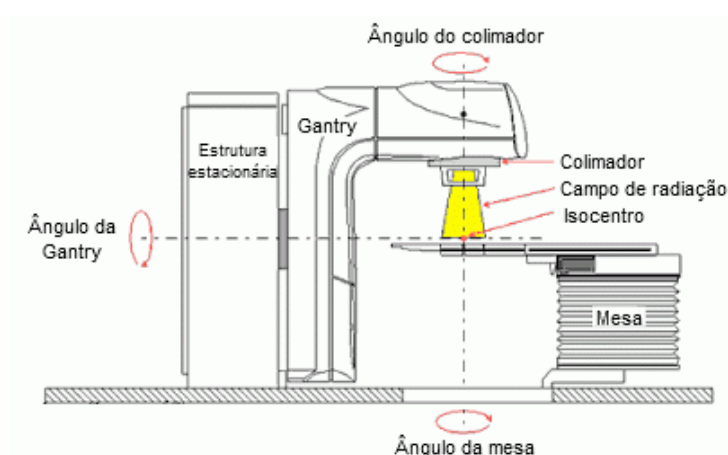


Fig. 1.5 – Aspeto exterior de um acelerador linear (24).

Estas técnicas são exequíveis no IPO Porto, tendo sido utilizado neste trabalho o LINAC Varian Trilogy®, com energia de fótons de 6MV, e colimador multifolhas de Millenium™ MLC 120.

1.3. PLANEAMENTO

O planeamento dos tratamentos é de extrema importância, sendo que atualmente existem diversos sistemas desenvolvidos para o efeito. A principal característica diferenciadora está relacionada com os algoritmos utilizados. Estes são baseados preferencialmente em modelos o que permite considerar as interações entre a radiação e a matéria, de forma a ter em conta as heterogeneidades dos tecidos, assim como as suas densidades. Os sistemas de planeamento de tratamento (*treatment planning system* - TPS) utilizam imagens tridimensionais obtidas através da tomografia computadorizada (TC) para o cálculo de dose absorvida ao longo do tecido/material.

O TPS utilizado foi o Varian Eclipse® versão 8.9 (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) com o algoritmo *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA). Os planos foram realizados utilizando as técnicas 3D-CRT, IMRT e VMAT, sendo a escolha destas dependente de critérios dosimétricos que melhor satisfaçam a prescrição ao volume alvo, poupando os órgãos de risco circundantes.

Na Figura 1.6 apresenta-se uma comparação entre planos de tratamento de Radioterapia Estereotáxica em 3D-CRT e IMRT. As imagens correspondem ao plano coronal, sendo que na imagem de baixo foram excluídas as baixas doses para melhor visualização da conformação ao volume alvo. Como é visível, para IMRT obtém-se uma melhor conformação de dose, embora com maior irradiação com baixas doses.

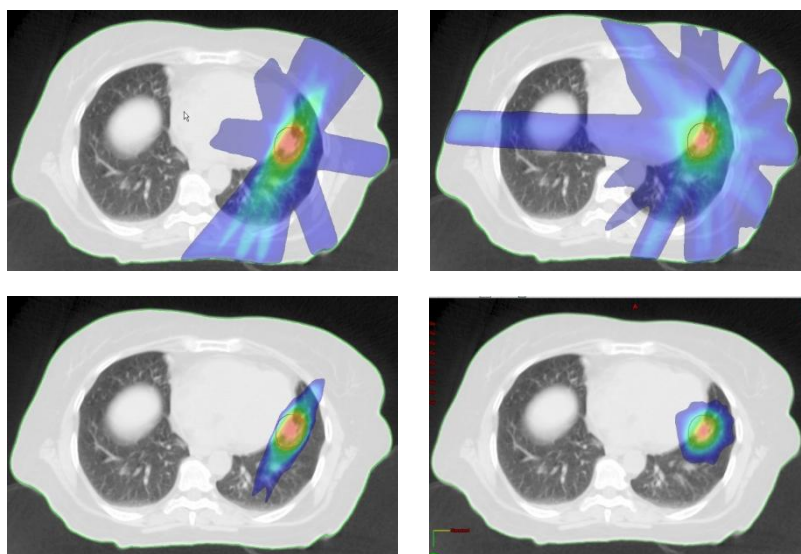


Fig. 1.6 – Comparação entre planos de tratamento em 3D-CRT (à esquerda) e IMRT (à direita). Vistas em plano coronal.

Na Figura 1.7 apresenta-se outra comparação de planos: 3D-CRT e VMAT. A conformação ao volume alvo é melhor para VMAT, à semelhança do caso anterior.

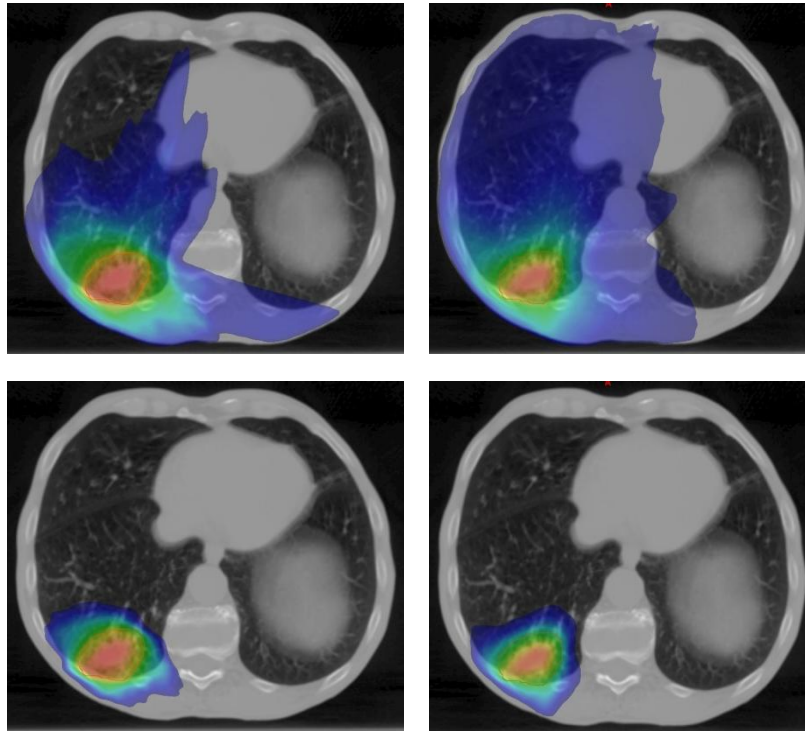


Fig. 1.7 – Comparação entre planos de tratamento em 3D-CRT (à esquerda) e VMAT (à direita). Vistas em plano coronal.

2. CONTROLO DA QUALIDADE

O controlo da qualidade é essencial na área da Radioterapia. A precisão com que os tratamentos devem ser realizados torna da maior importância a monitorização de equipamentos, tratamentos e aparelhos de medida. Para controlo da qualidade de tratamentos, objeto de estudo da presente tese, recorrendo ao sistema dosimétrico e fantoma apropriados é possível aplicar as condições de tratamento e comparar os resultados obtidos com a simulação. Esta comparação é efetuada neste estudo através da análise *Gamma*.

2.1. DOSÍMETROS

Os dosímetros são dispositivos, instrumentos ou sistemas de medida que avaliam, direta ou indiretamente, a exposição, dose absorvida ou equivalente, *kerma* ou outras taxas e quantidades relacionadas (9). Estes devem possuir pelo menos uma propriedade física relacionada com a quantidade dosimétrica em análise e devem poder, com uma calibração adequada, ser utilizados para dosimetria. Os dosímetros possuem propriedades que os diferenciam como (9):

- Exatidão e precisão: a exatidão refere-se à proximidade entre a medida e o “valor verdadeiro” e a precisão de um dosímetro à reprodutibilidade da medida sob as mesmas condições;
- Linearidade: idealmente a leitura dosimétrica deveria ser proporcional à quantidade dosimétrica. No entanto, em alguns sistemas existem zonas de não linearidade (Figura 2.1);
- Dependência com a taxa de dose: idealmente os dosímetros deveriam ser independentes da taxa de dose. Contudo, a taxa de dose pode influenciar a leitura e podem ser necessárias correções;
- Dependência energética: idealmente a resposta dos dosímetros deveria ser independente da energia de feixe. Na realidade, devem ser incluídas correções;
- Dependência direcional: trata-se da variação de resposta com o ângulo de incidência da radiação. Habitualmente, os sistemas dosimétricos apresentam esta dependência devido a detalhes de construção;

- Resolução espacial: o dosímetro deve fazer a determinação de dose a partir de um volume reduzido. Dosímetros como os detetores termoluminescentes (TLDs) e filmes radiossensíveis são um bom exemplo disso.
- Modo de leitura: existem dosímetros que permitem leitura direta, sendo exemplo disso a câmara de ionização, e dosímetros que requerem pré-processamento antes da leitura, como os TLDs e filmes radiossensíveis;
- Conveniência de uso: a reutilização do dosímetro é uma vantagem. Câmaras de ionização e semicondutores (estes com perda de sensibilidade) apresentam esta característica, enquanto filmes radiossensíveis só podem ser expostos uma vez e TLDs são sensíveis ao manuseamento.

Os dosímetros podem também ser classificados em unidimensionais, se permitirem apenas a medição de dose num ponto, bidimensionais, ao permitirem a construção do mapa de distribuição de dose e tridimensionais, capazes de efetuar uma medição 3D da dose (25). São exemplos de dosímetros unidimensionais, as câmaras de ionização, semicondutores e detetores termoluminescentes. Filmes radiossensíveis são bidimensionais, enquanto que sistemas de matrizes de câmaras de ionização são considerados bidimensionais ou tridimensionais, dependendo da distribuição das mesmas.

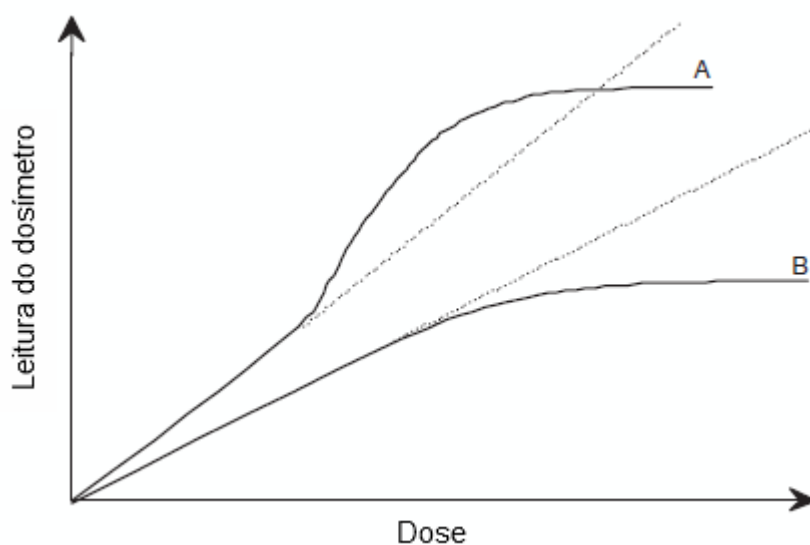


Fig. 2.1 – Resposta de dois sistemas dosimétricos não lineares. A curva A apresenta linearidade inicial, seguida de supralinearidade e saturação. A curva B exibe linearidade inicial e saturação a altas doses (10).

Considerando todas as propriedades acima descritas deve escolher-se o dosímetro que melhor se adequa ao controlo da qualidade pretendido.

2.1.1. CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização é um detetor utilizado para medir exposição à radiação. Existem vários tipos de câmara de ionização, destacando-se as cilíndricas e de placas plano-paralelas. Apesar da variedade, todas se baseiam no mesmo princípio básico de funcionamento, que assenta na medição da quantidade de partículas carregadas presentes num meio. Como se pode verificar na Figura 2.2, uma câmara de ionização é constituída por uma cavidade cheia de gás situada entre dois elétrodos, um ânodo (elétrodo negativo) e um cátodo (elétrodo positivo) (26). Quando a radiação passa através das moléculas do gás provoca a sua ionização, originando uma corrente que é proporcional ao número de moléculas ionizadas. O campo elétrico produzido pela tensão aplicada nos elétrodos causa o movimento das cargas positivas para a placa negativa e das cargas negativas para a placa positiva. A carga recolhida pode ser medida por um eletrómetro² (14).

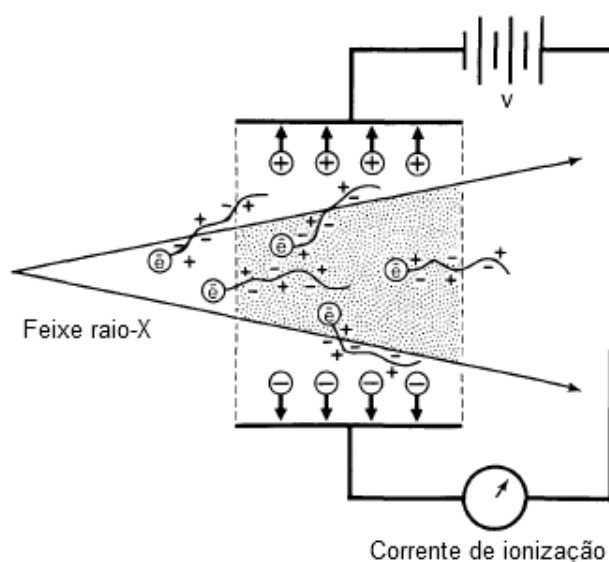


Fig. 2.2 – Esquema de funcionamento de uma câmara de ionização (14).

Uma câmara de ionização cilíndrica (Figura 2.3 e Figura 2.4) é composta por uma cavidade cheia de gás rodeada por uma parede condutora exterior. No centro existe um elétrodo central de recolha (9). Estes elétrodos estão colocados a uma distância que garanta que nenhum eletrão secundário produzido dentro das paredes

² Os eletrómetros são dispositivos que medem pequenas correntes, na ordem de 10^{-9} A ou menor (10).

atinga os elétrodos (27). A parede e o elétrodo são separados por um isolador, de forma a reduzir a fuga de corrente quando uma tensão de polarização é aplicada (9).

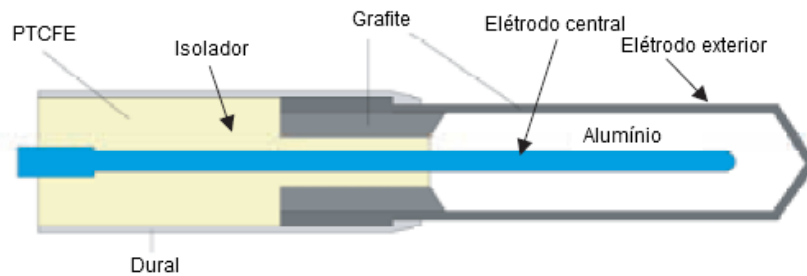


Fig. 2.3 – Estrutura básica de uma câmara de ionização cilíndrica *Farmer* (9).



Fig. 2.4 – Câmara de ionização PTW® *Farmer* (28).

Nos serviços de Radioterapia estas são utilizadas para controlo da qualidade dos aceleradores lineares bem como de tratamentos.

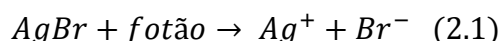
As medidas feitas com câmaras de ionização requerem a aplicação de fatores de correção, como de temperatura e pressão, para considerar a alteração na massa de ar, em relação ao momento da calibração (9).

2.1.2. FILMES RADIOSSENSÍVEIS

Os filmes radiocrômicos tornaram-se uma importante ferramenta de verificação de distribuição de dose, para diversas técnicas de Radioterapia. Ao interagirem com a radiação ionizante alteram a sua densidade ótica, o que proporciona uma fácil medição de dose, através do recurso a um digitalizador. Os filmes apresentam diversas vantagens face a outros sistemas dosimétricos, nomeadamente, independência energética e de taxa de dose, simetria (4,5), alta resolução espacial, boa precisão e manuseamento acessível (3). São também considerados um sistema dosimétrico bidimensional, ao permitirem fazer um mapa de distribuição de dose (25).

2.1.2.1. DESENVOLVIMENTO HISTÓRICO

A utilização de filmes em Radioterapia começou com o Filme Radiográfico. Este pode ser utilizado como detetor, dosímetro relativo, dispositivo de visualização e meio de arquivo. O filme radiográfico é constituído por uma base fina de plástico com uma emulsão sensível à radiação (9). Esta emulsão, normalmente contendo Brometo de Prata ($AgBr$), sofre ionização dando origem a dois componentes (29), os iões Prata e Brometo, como explicitado na Equação 2.1.



Os cristais resultantes da ionização causam o escurecimento do filme e a formação da imagem (9), sendo este escurecimento proporcional à quantidade de energia depositada em cada ponto (30). No entanto, estes filmes apresentam uma grande dependência energética (Figura 2.5), sendo que a sua sensibilidade diminui muito para doses elevadas. A gama de dose é também reduzida, ao não ultrapassar os 5 Gy. Estas limitações tornam este tipo de filme inutilizável para controlo da qualidade de alguns tratamentos (31).

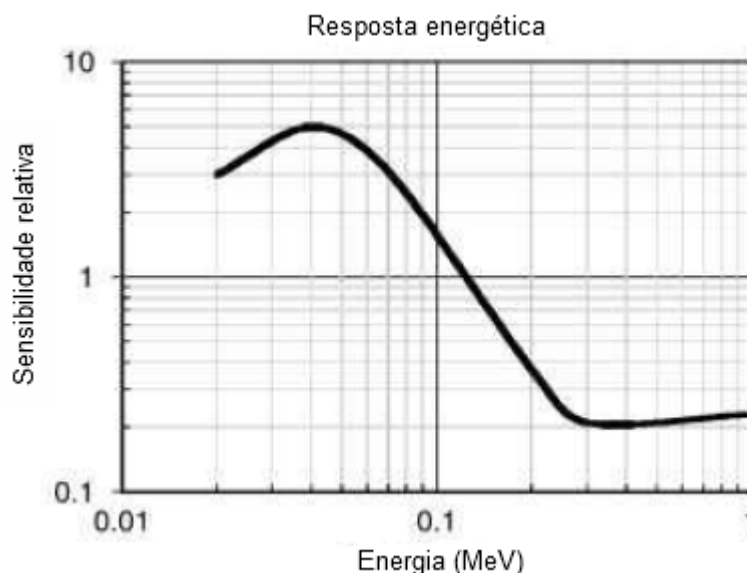


Fig. 2.5 – Dependência energética de um filme radiográfico em função da energia (31).

Em virtude destas limitações, em 2004 surgiu o filme EBT, que viria a sofrer evoluções até ao EBT3. O filme *Gafchromic® EBT* foi o primeiro comercializado, adequado para doses tipicamente usadas em Radioterapia (32).

As principais características deste filme eram: não necessidade de revelação, sensibilidade a doses entre 1 cGy e 800 cGy, independência energética entre o KV e o MV, equivalência ao tecido e possibilidade de imersão em água por períodos de tempo curtos (33). Em 2009, surge o filme *Gafchromic® EBT2*, incorporando um corante marcador amarelo na camada ativa e um polímero sintético como componente de ligação (32). Esta evolução permitiu uma maior tolerância à exposição à luz ambiente, a correção da não uniformidade causada pela espessura da camada ativa e a redução da dependência energética, derivado da utilização de um polímero sintético ao invés de um natural (33). A gama de dose era alargada atingindo os 40 Gy (5). Dois anos mais tarde, é lançado o filme *Gafchromic® EBT3* demonstrando a mesma resposta e composição do seu antecessor. As grandes evoluções deste filme consistem na sua estrutura simétrica e na camada de poliéster, que previne a formação de anéis de *Newton*³ (32).

2.1.2.2. FILME *GAFCHROMIC® EBT3*

O filme *Gafchromic® EBT3* é o filme radiossensível utilizado ao longo deste trabalho. A estrutura e as dimensões do filme encontram-se ilustradas na Figura 2.6. O filme não é opaco, sendo composto por uma única camada ativa, contendo o cristal marcador, estabilizadores e outros aditivos, conferindo ao filme uma baixa dependência energética (4). A camada ativa encontra-se entre duas camadas transparentes, compostas por poliéster fosco. Esta estrutura permite que o filme, contrariamente ao seu antecessor, seja simétrico (34), ao existir um eixo de simetria no centro da camada ativa e uma correspondência entre os elementos equidistantes perpendicularmente ao eixo.

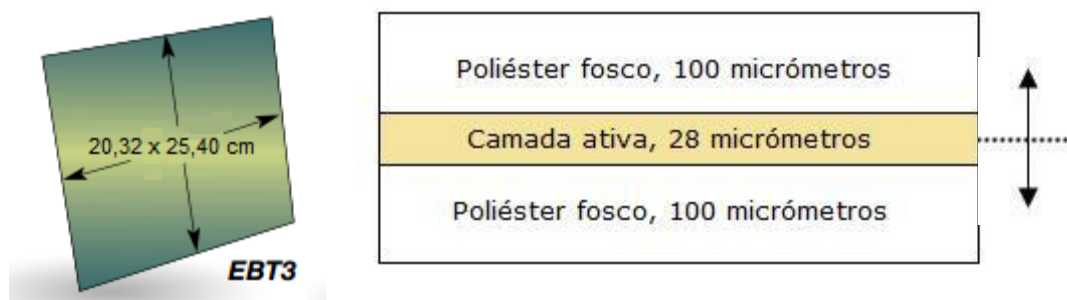


Fig. 2.6 – Dimensões (à esquerda) e estrutura (à direita) do filme *Gafchromic® EBT3*.

³ Fenómeno de interferência provocado pela existência de uma camada fina de espessura variável, entre superfícies reflexivas adjacentes.

Na Figura 2.7 apresenta-se o aspeto de uma amostra de filme irradiada, não irradiada e do filme com as dimensões originais, sendo possível verificar o escurecimento do filme.



Fig. 2.7 – Amostra de filme Gafchromic EBT3 irradiada, não irradiada e filme original.

Entre as características mais relevantes do filme destacam-se (4):

- Alta gama de dose: devido ao gradiente de dose nas curvas sensiométricas, a medição de doses até 10 Gy é aconselhada com o canal vermelho; doses superiores com o canal verde;
- Baixa dependência energética;
- Próximo da equivalência a tecido;
- Alta resolução espacial (5000 dpi);
- Resistente à água, tornando possível a imersão em fantoma de água;
- A sua estrutura previne a formação de anéis de *Newton*;
- Não necessita de tratamento pós-exposição;
- Manuseamento fácil, pois não necessita de câmara escura como os filmes radiográficos;
- Disponível em vários tamanhos.

O filme irradiado apresenta um espectro de absorção com dois picos na gama do visível: a 585 nm e 636 nm (Figura 2.8), que claramente o diferenciam do espectro do filme não irradiado. O pico com maior absorbância corresponde à parte vermelha do espectro visível, pelo que a análise ao canal vermelho permite uma maior sensibilidade (35). O canal verde revela-se preferível para doses superiores a 10 Gy, sendo útil para doses até sensivelmente 40 Gy, onde o filme revela saturação (4). Em relação ao canal azul, este apresenta o menor gradiente de resposta devido à baixa dependência de dose e à forte dependência com a espessura da camada ativa. Este facto torna o canal azul o menos indicado para medições de dose (32).

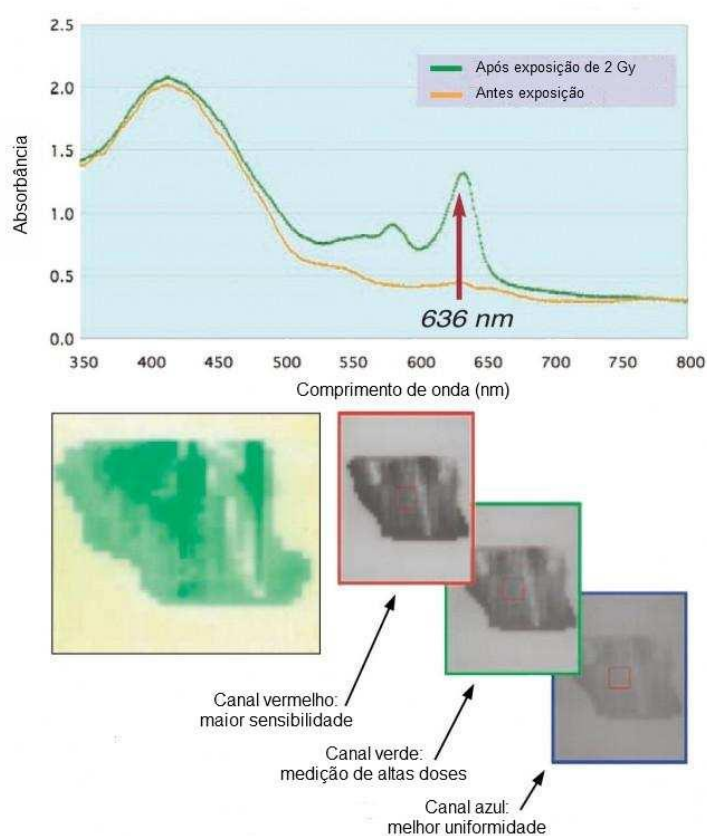


Fig. 2.8 – Espectro de absorção do filme EBT3 antes e depois de irradiado com 2 Gy (em cima). Canais R, G e B (em baixo) (4).

A medição é dependente do tempo pós-irradiação, sendo que o filme revela um tempo de estabilização (Figura 2.9). Um estudo de Borca *et al.* refere que este tempo é de meia hora para doses inferiores a 2 Gy e de 2 horas para doses mais elevadas, garantindo assim a estabilidade adequada para a análise (32).

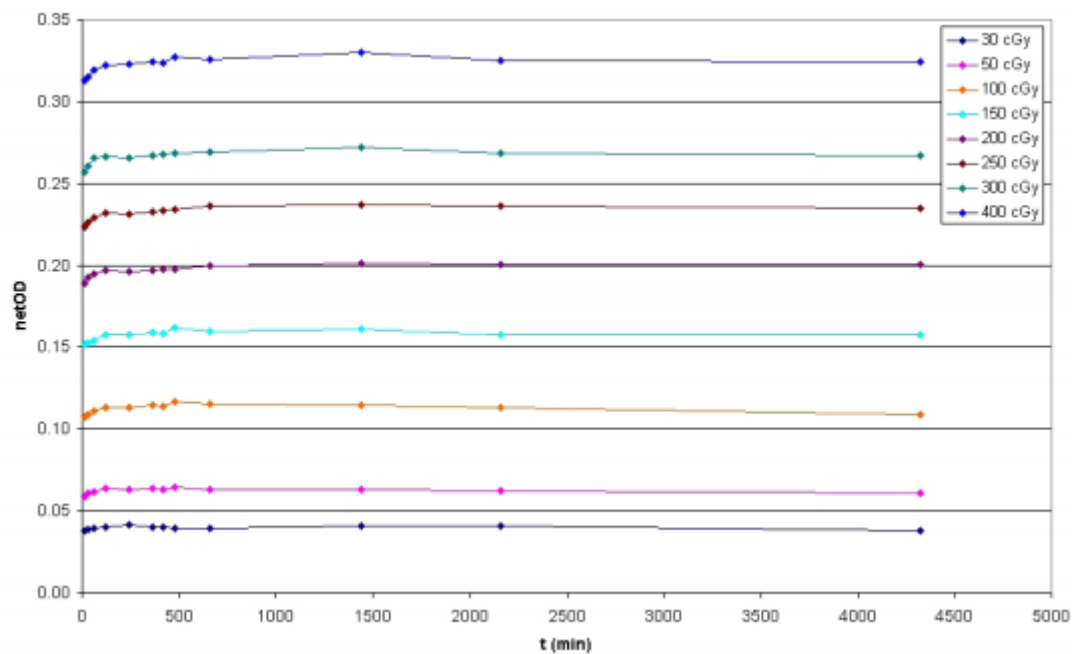


Fig. 2.9 – Diferença de intensidade média do filme em função do tempo após a irradiação, para várias doses (30).

O filme, originalmente retangular, apresenta variação da leitura com a orientação de digitalização, “*landscape*” ou “*portrait*” (Figura 2.10). Esta variação é consequência da diferente dispersão da luz verificada com a alteração do alinhamento das cadeias poliméricas da camada ativa. As duas posições variam entre si em 90°. Na prática, o filme pode ser digitalizado numa das duas posições, com consistência entre as medidas e análise (32). Assim, como visível na Figura 2.10, é efetuada uma marcação no seu topo, de acordo com a orientação pretendida. Na primeira orientação, é colocado o lado curto do filme paralelamente à direção da digitalização. Na segunda, é colocado o lado longo.

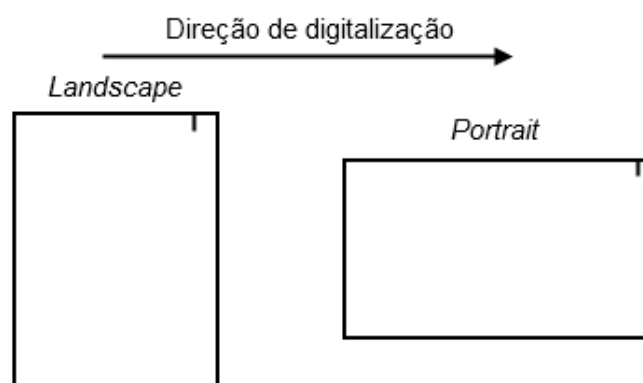


Fig. 2.10 – Orientação e marcação de digitalização do filme: “*landscape*” e “*portrait*”.

A radiação ionizante ao interagir com o filme provoca a alteração da intensidade transmitida do filme, mensurável com o recurso a um digitalizador. A dose absorvida pelo filme é proporcional a esta alteração (36), sendo possível avaliá-la diretamente através do valor de intensidade transmitida ou através da comparação entre a intensidade transmitida do filme irradiado e a intensidade transmitida do filme não irradiado (*background* ou fundo).

A densidade ótica (OD) é utilizada como base nesta última avaliação, sendo determinada através da utilização da Equação 2.2 (14). Nesta equação, I_0 é a intensidade da luz incidente e I_t é a intensidade de luz transmitida através do filme.

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) \quad (2.2)$$

No entanto, pode também utilizar-se, para filmes radiocrómicos, o netOD. Este é calculado através da subtração entre a OD calculada para o filme irradiado (OD_{exp}) e a OD do filme não exposto (OD_{unexp}) (14). Este cálculo é efetuado pela Equação 2.3, onde PV_{unexp} , PV_{exp} e PV_{bckg} são respetivamente, os valores de *pixel* medido para o filme não exposto, exposto e cartão preto opaco (37).

$$netOD = OD_{exp} - OD_{unexp} = \log\left(\frac{PV_{unexp} - PV_{bckg}}{PV_{exp} - PV_{bckg}}\right) \quad (2.3)$$

A avaliação direta da dose através da intensidade transmitida apresenta como vantagens a não necessidade da medição constante do *background* e uma maior facilidade de aplicação de funções de extrapolação às curvas sensitométricas.

2.1.2.3. DIGITALIZADOR

O digitalizador é fundamental em dosimetria com filmes, ao converter o filme numa imagem. Existem diversos tipos de digitalizador, como os digitalizadores planos (*flat bed scanner*), os digitalizadores com movimento do filme (*roller based scanner*) e os digitalizadores de LED. Nos primeiros, o filme é estacionário e os detetores móveis, enquanto nos segundos, o filme é móvel e os detetores estacionários (38). Os digitalizadores de LED operam com um LED acoplado a uma fotocélula. Estes digitalizadores podem efetuar digitalizações em reflexão ou em transmissão. Em

reflexão, a fonte de luz e o detetor encontram-se do mesmo lado do digitalizador, sendo que o detetor quantifica a luz refletida pelo filme. No segundo caso, o princípio responsável pela conversão do filme para imagem digital é baseado na medição da quantidade de luz transmitida através do filme. A luz incide de um lado do filme e do outro o detetor efetua a medição de luz transmitida. Este processo é ilustrado na Figura 2.11.

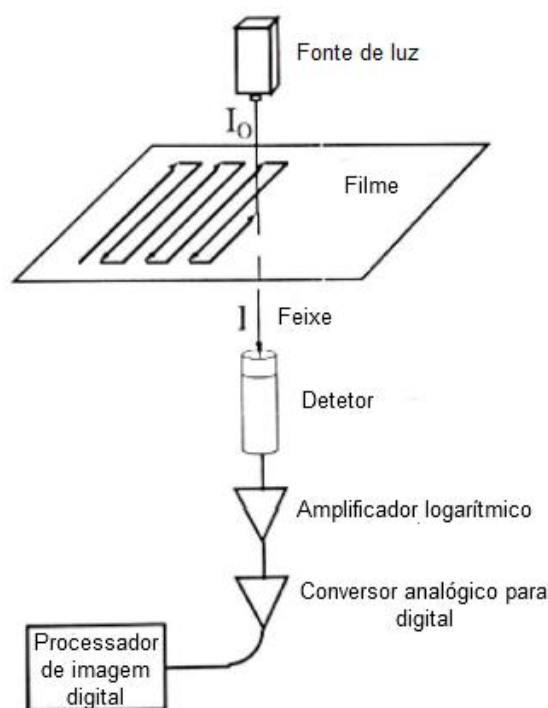


Fig. 2.11 – Processo de conversão do filme para imagem digital (39).

Para utilização com filmes EBT, a escolha mais acertada é o digitalizador plano (40), utilizado neste estudo.

O digitalizador plano usado ao longo do presente trabalho foi o *EPSON® Expression 10000XL* (Figura 2.12). Este tem um tamanho máximo de digitalização A3, capacidade para efetuar digitalizações em transmissão ou reflexão, para produzir imagens com resolução máxima de 12800 dpi^4 e em sistema RGB de 48 *bit*. Estas imagens são apresentadas no sistema RGB, com três bandas (canais) representativas das cores vermelha (R), verde (G) e azul (B). A indicação de cada cor é efetuada em 16 *bit*, variando assim o seu valor entre 0 e 65535 (2^{16}). Desta forma, se todas as cores estiverem no mínimo, o resultado é preto. Se todas estiverem no máximo, o resultado é branco.

⁴ Pontos por polegada (*dots per inch*). Trata-se de uma medida de densidade, que expressa o número de pontos individuais que existem numa polegada linear, na superfície onde a imagem é apresentada.



Fig. 2.12 – Digitalizador EPSON® Expression 10000XL.

Neste digitalizador o detetor é uma matriz de dispositivos de carga acoplada, CCD (*charged coupled device*). O funcionamento dos dispositivos CCD (Figura 2.13) é decisivo na definição do comportamento do digitalizador. Estes equipamentos são sensores semicondutores para captação de imagem, formados por um circuito integrado que contém uma matriz de condensadores acoplados (*metal oxide semiconductor capacitor*) (41). O conjunto linear captura uma coluna da imagem.

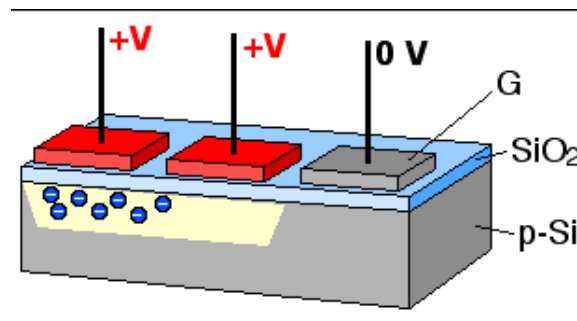


Fig. 2.13 – Estrutura de um dispositivo de carga acoplada (42).

Os CCD são compostos por duas regiões: fotoativa e de transmissão. A imagem é projetada na região fotoativa, fazendo com que cada condensador acumule carga elétrica proporcional à intensidade de luz incidente. A informação recolhida é depois transmitida numa sequência de passos. O último condensador do conjunto envia a sua carga para um amplificador, que a converte em voltagem sendo o valor registado. Em seguida, cada condensador transfere energia ao seu adjacente, voltando o último a enviar a sua carga para o amplificador (41). Este processo ocorre repetidamente, sendo todo o conteúdo convertido numa sequência de sinais, que dá origem à imagem.

Tendo como base estudos prévios, este digitalizador possui algumas características importantes. A não uniformidade de medição ao longo da área do digitalizador conduz à necessidade de aplicação de correções. Na direção perpendicular à direção de digitalização obtém-se uma maior não uniformidade (Figura

2.14) (43). A fuga de luz nas extremidades do digitalizador e a menor sensibilidade dos detetores externos são razões apresentadas para este facto (40).

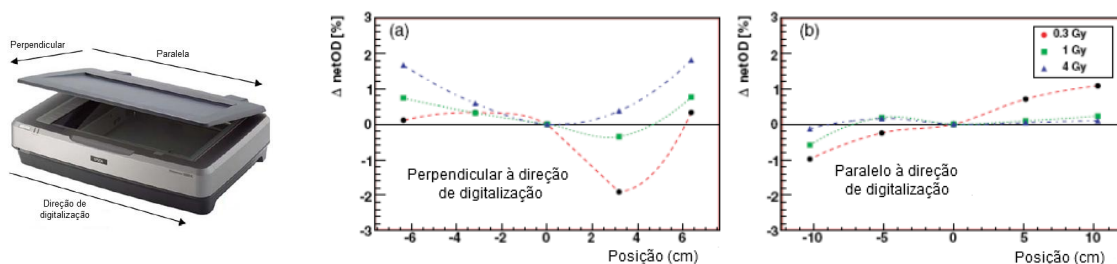


Fig. 2.14 – Desvio da resposta central do digitalizador para a direção perpendicular e paralela à de digitalização (43).

O tempo de aquecimento da lâmpada é outra das características importantes. Estudos anteriores aconselham o pré-aquecimento da lâmpada com 5 a 8 digitalizações prévias (40).

A média de digitalizações é outro dos procedimentos que pode garantir uma maior fiabilidade de medição, ao permitir a redução do impacto do ruído intrínseco ao digitalizador e da consequente incerteza (40). Um estudo de Martisikova *et al.* (43) indica como melhor resultado uma média de 4 digitalizações.

Outro dos fatores importantes é o número de pontos da imagem, que define a quantidade de pontos que serão alvo da análise. Com o aumentar da resolução a intensidade transmitida do filme tende a aumentar, aumentando também o ruído. A menor intensidade transmitida do filme e o menor desvio padrão são obtidos com resolução de 72 ou 75 *dpi*, sendo esta considerada ideal (40).

A colocação adequada do filme revela-se importante. Aquando da digitalização do filme é fundamental deixar-se a área inicial do digitalizador livre (primeiros 1,5 cm) (Figura 2.15). Esta área é chamada de janela de calibração do digitalizador, pelo que não se deve efetuar a digitalização com o filme ocupando esta zona (4).



Fig. 2.15 – Colocação adequada do filme para digitalização (4).

2.2. FANTOMAS

Os fantasmas são essenciais para o controle da qualidade, em Radioterapia, ao permitirem a simulação de tratamentos. O objetivo de um fantoma é simular o mais possível o corpo humano, para que as condições do controle da qualidade sejam idênticas às condições de tratamento. Assim, estes equipamentos são construídos em materiais equivalentes ao tecido humano, podendo fornecer uma representação física do corpo e as características de atenuação do organismo (44).

Atualmente, os fabricantes comercializam fantasmas para várias aplicações e com características distintas. Estes fantasmas têm diferentes formas, utilizam diferentes materiais, métodos de operação e sistemas dosimétricos.

O material que constitui o fantoma é extremamente importante. A nível de dosimetria, a água é recomendada pelos códigos de prática IAEA TRS-277 (45) e TRS-381 (46), como material de referência. Para efetuar medições em água líquida utiliza-se o fantoma de água (Figura 2.16). Este permite medidas com vários tamanhos de campo, inclui um mecanismo de posicionamento da câmara de ionização, possui linhas para um alinhamento preciso e permite uma regulação automática da distância entre a cabeça do LINAC e a água (47).

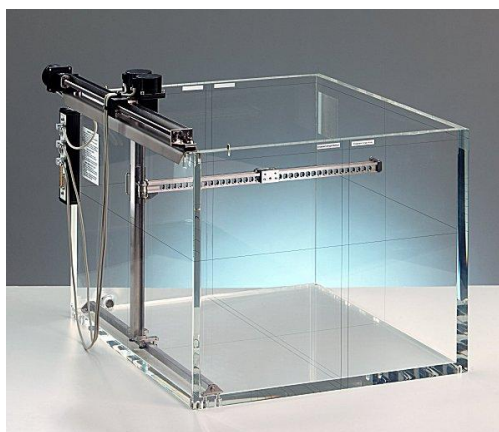


Fig. 2.16 – Fantoma de água: *MP3 Phantom Tank®* (47).

Idealmente, o material do fantoma deve ser equivalente a água, isto é, ter as propriedades de absorção e difusão de radiação semelhantes às da água (48). No entanto, os fantasmas mais utilizados são normalmente compostos por outros materiais com diferentes características, como apresentado na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Composições elementares, densidades físicas, densidades eletrónicas e densidades eletrónicas relativas para diversos materiais (49).

Elementos	Água	WT1	457-CTG	RW3	MixDP	WE211	WE211R	Água Plástica	Água Plástica DT	Água Virtual	Poliestireno	PMMA	ABS ^a
H	0.1119	0.0810	0.0810	0.0759	0.1277	0.0821	0.0838	0.0779	0.0740	0.0770	0.0774	0.0805	0.0810
B									0.0226				
C		0.6720	0.6720	0.9041	0.7682	0.6633	0.6738	0.5982	0.4670	0.6874	0.9226	0.5998	0.8490
N		0.0240	0.0240			0.0221	0.0219	0.0178	0.0156	0.0227			0.0700
O	0.8881	0.1990	0.1990	0.0080	0.0511	0.2065	0.1953	0.2357	0.3352	0.1886		0.3196	
Mg					0.0386				0.0688				
Al									0.0140				
Cl		0.0010	0.0010			0.0040	0.0024	0.0023	0.0024	0.0013			
Ca		0.0230	0.0230			0.0220	0.0228	0.0676		0.0231			
Ti				0.0120	0.0144								
ρ [g cm ⁻³]	0.998 ^b	1.020	1.043	1.045	1.000	1.018	1.018	1.030	1.039	1.030	1.060	1.190	1.050
ρ_e [$\times 10^{23}$ g ⁻¹]	3.343	3.249	3.249	3.231	3.382	3.252	3.257	3.238	3.218	3.237	3.238	3.248	3.249
$(\rho_e)_{pl,w}$		0.972	0.972	0.966	1.012	0.973	0.974	0.969	0.963	0.968	0.969	0.972	0.972
Z_{eff} ^c	7.22	6.35	6.35	5.83	6.38	6.34	7.07	6.83	6.83	6.35	5.61	6.24	5.67

^a Carta privada enviada por Taisei Medical^b Densidade para água pura a 22°C^c Número atómico efetivo para produção de pares

Existem coeficientes que permitem converter a dose absorvida no material do fantoma, em dose absorvida em água (49). A leitura de câmara de ionização num fantoma, $M_{Q,pl}$, pode ser convertida para uma leitura apropriada em água, $M_{Q,w}$, através do fator de escala de fluência, h_{pl} (48).

$$M_{Q,w} = M_{Q,pl} \times h_{pl} \quad (2.4)$$

$$h_{pl} = \frac{M_{Q,w}}{M_{Q,pl}} \quad (2.5)$$

Para medidas de profundidade, a profundidade de distribuição de dose medida num fantoma, Z_{pl} , pode ser convertida para uma profundidade em água, Z_w , aplicando um fator de escala de profundidade, c_{pl} (48).

$$Z_w = Z_{pl} \times c_{pl} \quad (2.6)$$

2.3. ANÁLISE GAMMA

A análise *Gamma* é um método de avaliação dos resultados obtidos no controlo da qualidade de tratamentos, que compara a distribuição de dose calculada e a distribuição de dose experimental. Este método, introduzido por Low *et al.* (50), combina critérios de diferença de dose e posição (DTA).

O critério de diferença de posição tem como base a DTA (*distance-to-agreement*) que corresponde à distância espacial entre um ponto na distribuição de dose referência e o ponto mais próximo na distribuição a avaliar, com a mesma dose. O utilizador define o critério diferença de posição, por exemplo 3 mm, sendo que se a diferença de posições entre o *pixel* da imagem a analisar e o *pixel* da imagem referência for menor ou igual a 3 mm, o pixel passa no teste à posição.

O critério de diferença de dose é um nível de tolerância para aplicar à dose no *pixel*. O utilizador aplica o critério de dose, por exemplo 3%, sendo que se a diferença de dose entre o *pixel* da imagem a analisar e o *pixel* da imagem referência for menor ou igual a 3% da dose do *pixel* da imagem referência ou da dose máxima (dependendo do critério de dose abordado mais adiante), o teste à dose é aprovado.

Os dois critérios, diferença de dose (ΔD) e posição (Δd), são incorporados numa elipsoide (Figura 2.17), cuja superfície representa o critério de aceitação.

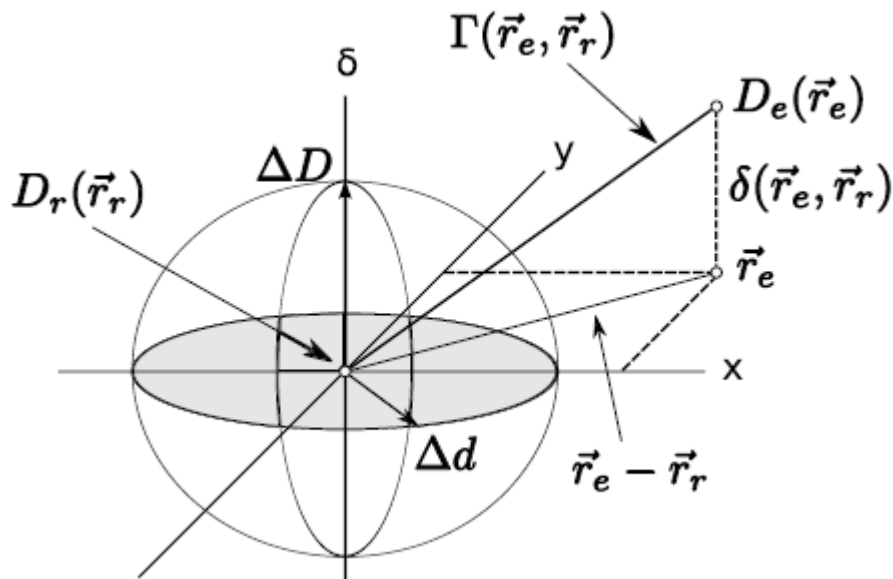


Fig. 2.17 – Representação geométrica do índice Gamma, combinando critérios de diferença de dose e posição (DTA), para uma distribuição de dose 2D (50). O eixo x representa o plano espacial e o eixo δ representa a diferença de dose entre a posição de avaliação e de referência.

A sua equação é representada em seguida, onde $r(\vec{r}, \vec{r}_r)$ é a diferença espacial entre a posição referência e a posição de análise e $\delta(\vec{r}, \vec{r}_r)$ é a diferença de dose entre a posição referência e posição de análise.

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (2.7)$$

O índice *Gamma* $\gamma(\vec{r}_r)$ é definido pela Equação 2.8:

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \} \forall \{ \vec{r}_e \} \quad (2.8)$$

onde

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (2.9)$$

A função $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ corresponde à diferença espacial entre a posição avaliada e a referência, e $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)$, à diferença de dose entre as duas posições.

No método são analisados individualmente cada *pixel* $\vec{r}_r$ da distribuição de dose referência, sendo aceite quando $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ ou rejeitado quando $\gamma(\vec{r}_r) > 1$. O plano de tratamento é aceite quando mais de 95% dos pontos analisados passam o critério γ .

Habitualmente utilizam-se respetivamente como critérios de dose e posição $(\Delta D, \Delta d)$, os pares (3%, 3 mm) ou (5%, 5 mm) (48). O critério de dose pode ser global, sendo no primeiro caso 3% ou 5% da dose máxima na distribuição, ou local, sendo 3% ou 5% da dose do ponto de referência. O critério local permite uma análise mais fiável, tendo como critério a dose relativa de cada posição e não a dose máxima na imagem.

Outro dos critérios introduzidos baseia-se num limiar de análise onde os pontos com dose inferior a uma determinada percentagem da dose máxima não são considerados. Esta situação é importante em dois casos diferentes. Por um lado, evita que pontos de baixa dose que difiram de forma considerável entre si, mas em pequena magnitude no panorama geral da imagem tendo em conta a dose máxima, não contribuam para a avaliação. Por outro lado, temos o caso de o número de pontos com doses abaixo de limiar ser muito elevado quando comparado com o número total de

pontos analisados, e embora cumprindo o critério, contribuam em demasia para o critério de passagem de 95%, mascarando eventuais problemas em zonas de dose mais alta. O valor limiar considerado é de 10%.

2.4. CÁLCULO DE DOSE

O controlo da qualidade requer um controlo rigoroso da dose debitada pelo equipamento. Para a realização destas medições é requerido um sistema dosimétrico constituído por um ou mais dosímetros (habitualmente câmara de ionização cilíndrica), um eletrómetro e um fantoma (48).

Após o posicionamento do fantoma com o feixe de radiação, de acordo com o protocolo IAEA TRS-398 (45) (SCD 100 cm, campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, ponto de referência da câmara de ionização no eixo central do volume da cavidade e profundidade referência 10 g/cm^2) e verificação do correto funcionamento dos aparelhos dá-se início à irradiação com a recolha da carga registada pelo eletrómetro (Figura 2.18). De seguida, considerando os valores de carga, efetua-se o cálculo da dose segundo protocolos internacionais.

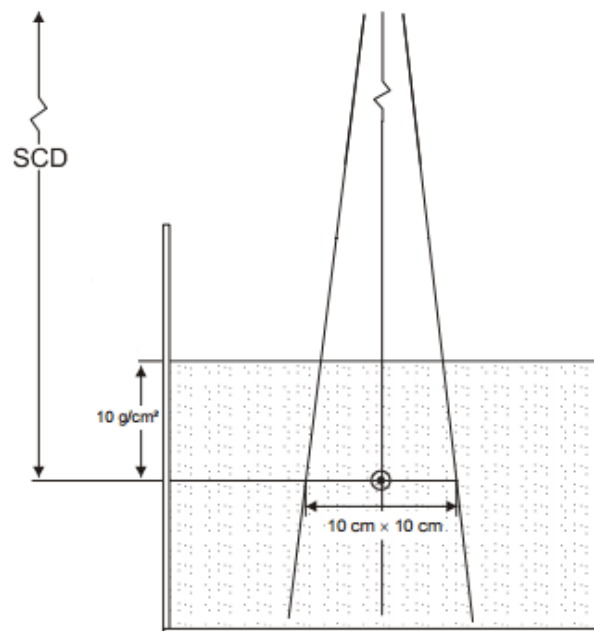


Fig. 2.18 – Montagem experimental para determinação da dose absorvida em água. A distância fonte-câmara (SCD) é mantida constante a 100 cm e a medida é feita com 10 g/cm^2 de água acima da câmara de ionização. O tamanho de campo no ponto de referência da câmara é $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (adaptado a partir da referência 48).

A dose absorvida em água calculada a uma profundidade de referência para um feixe de qualidade Q_0 é dada pela equação 2.10, onde M_Q é a leitura do dosímetro, N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração do sistema dosimétrico, obtido em laboratório e k_{Q,Q_0} é o fator de correção da qualidade de feixe (48).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.10)$$

O fator de correção da qualidade de feixe é aplicado quando o sistema dosimétrico é utilizado com um feixe de qualidade Q diferente do usado na calibração, Q_0 . Normalmente, as câmaras de ionização são calibradas com radiação *gamma* de ^{60}Co (48).

Geralmente as condições clínicas de medição são distintas das condições referência de calibração do sistema dosimétrico (48). Este facto influencia a resposta do dosímetro, sendo necessária a introdução de alguns parâmetros que as distinguem como: pressão, temperatura, tensão de polarização e fator de calibração do eletrómetro (k_{elec}). Estes parâmetros conduzem à aplicação de fatores corretivos, cujo produto é definido como $\prod k_i$ e incorporado em M_Q (48). Nas Equações 2.11 e 2.12 apresentam-se dois dos fatores incluídos, o fator corretivo de temperatura e pressão (k_{TP}) e o fator corretivo do efeito de polarização (k_{pol}):

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (2.11)$$

onde, T e P são a temperatura e pressão registadas na cavidade da câmara de ionização, aquando da medição; T_0 e P_0 são a temperatura e pressão utilizadas como valores referência.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.12)$$

onde, M_+ e M_- são as leituras de eletrómetro obtidas com polaridade positiva e negativa, respetivamente; M é a leitura de eletrómetro obtida com a polaridade utilizada habitualmente.

3. MÉTODOS

Com a finalidade de otimizar todo o processo de verificação e aprovação dos planos de tratamento, o trabalho foi particionado nos seguintes estudos:

- Caraterização do digitalizador;
- Estudo do filme;
- Caraterização e validação do fantoma;
- Método de análise para controlo da qualidade.

No decorrer destes estudos utilizaram-se amostras de filme Gafchromic® EBT3 e o digitalizador *EPSON® Expression 10000XL*. No estudo da calibração do filme, este foi cortado em amostras com dimensão $5 \times 5 \text{ cm}^2$ por ser considerado um tamanho adequado para este fim (51). Para análise dos planos de tratamento de SBRT, o filme foi cortado em amostras com dimensão $12,7 \times 10,1 \text{ cm}^2$ para colocação ao longo do eixo do fantoma desenvolvido. O corte e marcação das amostras foi efetuado em orientação “portrait”.

As irradiações foram efetuadas recorrendo a placas de material PMMA com espessura de 0,8 cm, tendo sido as amostras colocadas a uma profundidade de 4,8 cm (Figura 3.1). Na caraterização do fantoma recorreu-se também a placas de água sólida e ao fantoma de água.



Fig. 3.1 – Montagem da irradiação com PMMA.

Foram utilizadas como condições de irradiação de referência: SSD 100 cm, tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, energia de feixe 6 MV e taxa de dose 600 ou 1000 MU/min. A variação da taxa de dose não influencia a resposta do filme (32). O número

de unidades de monitor debitadas foi calculado tendo como base a curva de dose em profundidade para água (Anexo 1).

Na digitalização, utilizaram-se como condições referência: modo de transmissão, imagem RGB 48 *bit* com análise individual de cada canal, e resolução de 72 *dpi*. As digitalizações foram efetuadas com média de 4 digitalizações, função disponível no *software* do digitalizador, sendo depois calculada, através da rotina MATLAB® (Anexo 2), a intensidade transmitida do filme (*mean pixel value*) obtida.

Devido às não uniformidades do digitalizador, é vantajoso efetuar a digitalização na posição central (43). De forma a otimizar este posicionamento, pode utilizar-se uma *frame* que permite a colocação dos filmes sempre nas mesmas posições. Após a medição deve aplicar-se uma correção para cada posição. Assim, na digitalização, as amostras foram colocadas no digitalizador recorrendo a quatro *frames* de posicionamento elaboradas para o efeito. Na construção destas grelhas utilizou-se cartolina preta por forma a prevenir a transmissão de luz fora das zonas de colocação das amostras. As primeiras três *frames* têm orifícios de dimensão 4x4 cm^2 , que podem ser eventualmente tapados com cartolina preta. A *frame* 1 é constituída por 20 orifícios dispostos em 4 linhas e 5 colunas, a *frame* 2 é composta por 8 orifícios ao longo da linha central do digitalizador, a *frame* 3 inclui apenas um orifício na zona central do digitalizador e a *frame* 4 é constituída por um orifício central de dimensão 12,5x9,9 cm^2 . Para simplificação, ao longo da dissertação, estas *frames* serão referidas respetivamente, por 1, 2, 3 e 4 (Figura 3.2).

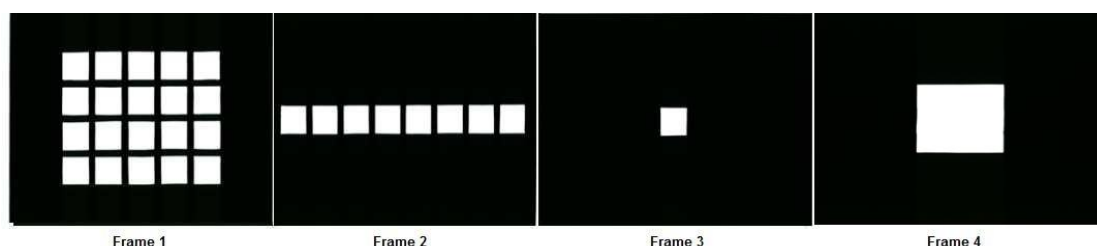


Fig. 3.2 – *Frames* utilizadas ao longo da dissertação.

As exceções às condições acima referidas serão mencionadas individualmente em cada estudo.

3.1. CARATERIZAÇÃO DO DIGITALIZADOR *EPSON® EXPRESSION 10000XL*

No controlo da qualidade de tratamentos utilizando filme radiossensível, o digitalizador revela-se essencial. O sucesso do método depende, entre outros fatores, do modo como o processo de digitalização é efetuado. Desta forma, para concretizar os objetivos da presente dissertação procedeu-se à caraterização do digitalizador *EPSON® Expression 10000XL*.

3.1.1. UNIFORMIDADE

A uniformidade de leitura ao longo das direções paralela e perpendicular à direção de digitalização (Figura 3.3) é um dos fatores teoricamente mais relevantes, permitindo esta avaliação otimizar o posicionamento dos filmes no digitalizador e aferir a necessidade de aplicação de correções.



Fig. 3.3 – Direções paralela e perpendicular à direção de digitalização.

Para efetuar este estudo utilizaram-se as *frames* 1 e 2, uma para estudo da direção perpendicular e outra para estudo da direção paralela à direção de digitalização. No caso da direção perpendicular apenas foi utilizada a coluna central.

Recorrendo a cada uma destas *frames* colocou-se num orifício à escolha (orifício de teste) uma amostra de filme Gafchromic® EBT3, irradiada com uma dose conhecida, mantendo os restantes orifícios tapados com cartolina preta. Seguidamente efetuou-se a digitalização obtendo a intensidade transmitida para o orifício. Repetiu-se este procedimento alterando o orifício de teste (Figura 3.4).

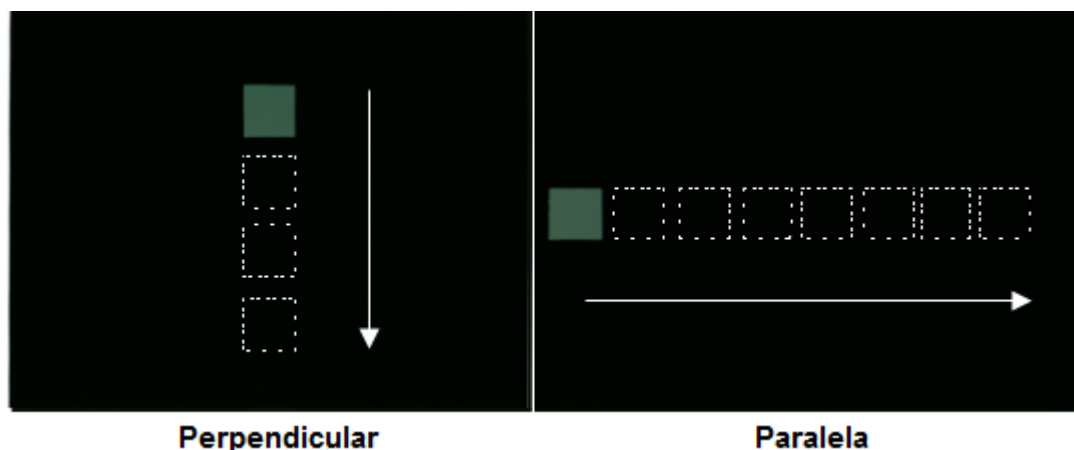


Fig. 3.4 – *Frames* utilizadas para análise da uniformidade na direção perpendicular (*frame 1*) e paralela à direção de digitalização (*frame 2*) com orifícios tapados (a tracejado).

Para completar o estudo efetuou-se o mesmo procedimento, colocando-se amostras de filme não irradiado em vez de cartolina preta. Com este complemento estudou-se a influência dos filmes adjacentes na medição. Para ambas as *frames* foram calculados os valores de desvio padrão e percentagem de desvio padrão face à intensidade máxima, para cada canal do sistema RGB.

Com auxílio do *software* ImageJ®, analisaram-se as digitalizações efetuadas.

3.1.2. FOCAGEM

Uma das opções à disposição do digitalizador é a focagem. O utilizador pode efetuar a digitalização com focagem num determinado ponto. Para avaliar este efeito utilizou-se a *frame 2*. Nesta *frame* foram colocadas amostras de filme irradiado com doses conhecidas. Seguidamente procedeu-se à digitalização com e sem focagem no centro do primeiro orifício. A intensidade transmitida (I) para cada orifício foi obtida, sendo posteriormente os valores com e sem focagem comparados, calculando-se para isso a diferença (Δ) para cada dose (D) e para cada canal (Equação 3.1). As diferenças entre o procedimento com e sem focagem foram avaliadas para cada canal através da diferença média.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{sem\ focagem,D} - I_{com\ focagem,D}}{I_{com\ focagem,D}} \times 100 \quad (3.1)$$

3.1.3. RESOLUÇÃO

A resolução de uma imagem corresponde ao nível de detalhe da mesma. É por isso extremamente importante avaliar a sua influência na digitalização dos filmes. No digitalizador pode alterar-se a resolução pretendida para a imagem, sendo que a mesma é indicada em unidades *dpi* (pontos por polegada). Neste estudo utilizou-se a *frame* 2 e as amostras de filme utilizadas no estudo anterior. Efetuaram-se digitalizações com resolução igual a 50, 72, 75, 96 e 200 *dpi*. Posteriormente mediu-se a intensidade transmitida (*I*) para cada orifício e compararam-se as curvas para as diferentes resoluções. Calculou-se a diferença (Δ) para as várias doses (*D*) e resoluções (*R*), em relação à resolução de referência de 72 *dpi* (Equação 3.2). Seguidamente apresentaram-se as diferenças médias para cada resolução e para os três canais, sendo possível comparar-se as resoluções estudadas com a utilizada de forma mais comum, 72 *dpi*.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{R \text{ dpi}, D} - I_{72 \text{ dpi}, D}}{I_{72 \text{ dpi}, D}} \times 100 \quad (3.2)$$

3.1.4. OBTENÇÃO DA IMAGEM

O objetivo desta caracterização é avaliar o efeito do aquecimento da lâmpada antes da digitalização e da redução do ruído através da média de 4 digitalizações, otimizando assim o processo de digitalização e consequente obtenção da imagem. Neste estudo utilizou-se a *frame* 1, colocando-se amostras de filme não irradiado em todos os orifícios. Efetuou-se digitalização utilizando três métodos: com pré-aquecimento da lâmpada e média de quatro digitalizações; com pré-aquecimento da lâmpada e sem média de digitalizações; sem pré-aquecimento da lâmpada e sem média de digitalizações. O pré-aquecimento da lâmpada é composto por cinco pré-digitalizações, cuja informação não é tida em conta. Mediu-se a intensidade transmitida para cada orifício e compararam-se os três métodos.

Para concluir o estudo efetuaram-se digitalizações com uma amostra não irradiada colocada no digitalizador, obtendo-se os valores de intensidade transmitida com e sem média de 4 digitalizações. Seguidamente analisou-se para os dois casos o perfil ao longo de uma linha da imagem.

3.1.5. CORREÇÕES

Tendo em conta as não uniformidades do digitalizador (ver 3.1.1.), a forma como a amostra é posicionada no digitalizador influencia a medição. Assim, de forma a permitir a digitalização de várias amostras em simultâneo, foi necessário analisar as correções a aplicar às posições da *frame* 2. Para isso, a *frame* 3 foi utilizada como referência por ter apenas um orifício central, tendo sido obtida a intensidade transmitida referente a uma amostra não irradiada. Na *frame* 2 foram colocadas amostras de filme radiossensível não irradiadas em cada um dos seus orifícios. Estes procedimentos foram efetuados com o filme em orientação “*portrait*” e “*landscape*”.

A intensidade transmitida para cada posição da *frame* 2 foi medida, sendo posteriormente analisado o gráfico da intensidade transmitida obtida em função da respetiva posição. Em seguida calculou-se o quociente entre estes valores de intensidade transmitida (I) e a intensidade transmitida do orifício central (Equação 3.3). Cada posição (x) terá o seu valor corretivo (VC), sendo este dividido a cada intensidade transmitida, obtendo-se uma intensidade transmitida com correção da posição (Equação 3.4).

$$VC = \frac{I_{\text{posição } x}}{I_{\text{orifício central}}}$$

$$I_{\text{real posição } x} = \frac{I_{\text{posição } x}}{VC}$$

Para completar o estudo mediu-se a diferença (Δ) para cada posição e canal (Equação 3.5). Repetiu-se o cálculo para ambas as orientações. Os valores de diferença máxima para cada orientação e canal foram avaliados.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{\text{posição } x} - I_{\text{orifício central}}}{I_{\text{orifício central}}} \times 100$$

3.2. ESTUDO DO FILME GAFCHROMIC® EBT3

Após a caracterização do digitalizador, tornou-se necessária uma caracterização do dosímetro utilizado neste trabalho: o filme *Gafchromic® EBT3*. Desta forma, foram testadas diversas características deste filme, de entre as quais a aquisição e estudo das curvas sensiométricas.

3.2.1. EXPOSIÇÃO À LUZ AMBIENTE

A variação da resposta do filme com a exposição à luz natural é um importante fator a avaliar, para que não sejam cometidos erros de manuseamento. Para este estudo colocou-se uma amostra de filme numa sala com iluminação ambiente. Efetuaram-se várias digitalizações ao longo de 43 dias, utilizando a *frame* 3, tendo sido medida a intensidade transmitida do filme.

3.2.2. SIMETRIA

A simetria do filme é uma importante característica a avaliar, por forma a garantir que o manuseamento do filme é apropriado. Para avaliar esta característica utilizou-se a *frame* 2. Nesta *frame* foram colocadas amostras do mesmo filme, irradiado com doses conhecidas. Efetuaram-se digitalizações com as amostras de filme nas posições normal e invertida (Figura 3.5), sendo depois a intensidade transmitida para cada orifício medida e comparados os valores para as duas posições.

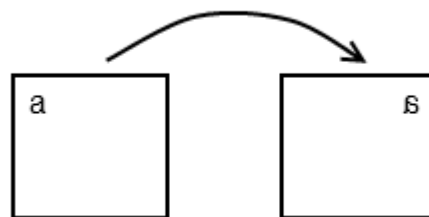


Fig. 3.5 – Posições do filme utilizadas: normal e invertida.

Para esta comparação calculou-se a sua diferença (Δ) para as várias doses (D) e canais (Equação 3.6). A diferença média obtida para cada canal foi avaliada.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{\text{posição invertida},D} - I_{\text{posição normal},D}}{I_{\text{posição normal},D}} \times 100 \quad (3.6)$$

3.2.3. ÂNGULOS DE POSICIONAMENTO DO FILME

A influência do ângulo de posicionamento do filme na intensidade transmitida obtida foi testada. Para tal utilizou-se a *frame* 2. Nesta *frame* foram colocadas amostras, irradiadas com diferentes doses. As amostras de filme foram colocadas com as angulações de 0°, 90°, 180° e 270° (Figura 3.6), tendo sido para cada uma destas efetuada digitalização e medida a sua intensidade transmitida.

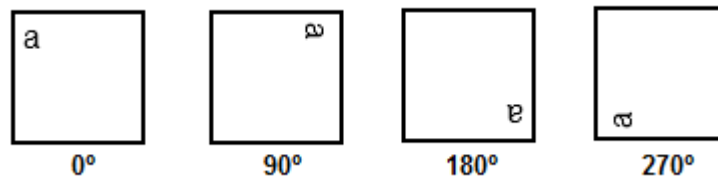


Fig. 3.6 – Angulações do filme utilizadas.

Como referido na parte introdutória desta tese, existem duas orientações distintas, “*portrait*” e “*landscape*”. Essas duas orientações variam entre si em 90°. Assim, para avaliar as orientações compararam-se dois conjuntos de angulações: 0°/180° e 90°/270°.

Para avaliação da semelhança dos conjuntos em cada orientação calculou-se, para cada dose a diferença (Δ) entre as intensidades transmitidas das duas curvas em “*portrait*” (0° e 180°) e entre as duas curvas em “*landscape*” (90° e 270°) (Equação 3.7). A diferença máxima obtida para cada conjunto permite comparar as orientações “*portrait*” e “*landscape*”.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{180^\circ \text{ ou } 270^\circ, D} - I_{0^\circ \text{ ou } 90^\circ, D}}{I_{0^\circ \text{ ou } 90^\circ, D}} \times 100 \quad (3.7)$$

3.2.4. CURVAS SENSITOMÉTRICAS

As curvas sensitométricas para os canais vermelho (R), verde (G) e azul (B) relacionam a dose debitada com a intensidade transmitida registada na amostra de filme exposta para esse canal. Estas curvas foram efetuadas por serem essenciais para o controlo da qualidade utilizando filme radiossensível, permitindo mapear a dose administrada num determinado tratamento.

Para cada lote de filme há necessidade de efetuar este procedimento devido a variações existentes entre estes. Assim, as amostras utilizadas pertenciam ao mesmo lote utilizado na validação do fantoma, tendo sido irradiadas com doses até 35 Gy (dose limite para validação do fantoma).

As doses correspondem à dose em água, tendo sido o número de unidades monitor a debitar calculado através da curva de dose em profundidade para água (Anexo 1). Teoricamente, uma unidade monitor (MU) corresponde a um cGy no ponto de dose máxima. No entanto, o aparelho pode apresentar ligeiras variações diárias de dose. Tendo em conta a relevância da exatidão das medidas para este estudo e para correção da dose aplicada, mediu-se assim a dose diária do aparelho (Anexo 3), utilizando uma câmara de ionização *Farmer PTW 30006/30013* e um eletrômetro *PTW UNIDOS E*. Recorrendo a estes valores e aos fatores de escala dos materiais abordados mais adiante (ver 3.3.2.), calculou-se a dose real em PMMA para estas amostras (Equação 3.8).

$$Dose\ PMMA = \frac{Dose\ Água}{Fator_{Água/PMMA}} \times Dose\ do\ dia \quad (3.8)$$

De forma a permitir a utilização da *frame 2* (contém apenas 8 orifícios), os filmes foram divididos em dois grupos com diferentes doses, tendo sido irradiadas e digitalizadas em duas ocasiões distintas. A digitalização foi efetuada com pré-aquecimento da lâmpada e ocorreu durante 24 horas consecutivas, com um intervalo de tempo de 1 hora entre digitalização. À intensidade transmitida medida para cada amostra, aplicou-se a correção relativa à sua posição, abordada em 3.1.5. Posteriormente compilaram-se os dados e construíram-se as curvas sensiométricas.

3.2.5. RESPOSTA COM O TEMPO PÓS-IRRADIAÇÃO

Tendo como base as curvas sensiométricas efetuou-se um estudo acerca da influência do tempo pós-irradiação na resposta do filme. Calculou-se a diferença Δ entre a intensidade transmitida I obtida para cada dose num determinado tempo e o valor da intensidade transmitida para o tempo de 24 horas (Equação 3.9). Para avaliar a existência de um tempo de estabilização do filme, calculou-se, para os tempos registados, a diferença percentual que corresponde à diferença (Δ), face ao valor de intensidade transmitida registado após 24 horas da irradiação (Equação 3.10).

$$\Delta = I_{hora\ analisada} - I_{24\ horas} \quad (3.9)$$

$$\Delta (\%) = \frac{\Delta}{I_{24\ horas}} \times 100 \quad (3.10)$$

3.2.6. ESTUDO DE UMA FUNÇÃO QUE REPRESENTA AS CURVAS SENSITOMÉTRICAS

As curvas sensitométricas referidas anteriormente necessitam de funções capazes de as representar, permitindo a extrapolação de valores não medidos, para um cálculo da dose preciso. Neste estudo foram avaliadas duas funções exponenciais (Equação 3.11 e Equação 3.12) e uma função polinomial de 6º grau (Equação 3.13). As funções exponenciais foram estudadas por revelarem um comportamento semelhante às curvas sensitométricas obtidas. As funções polinomiais são utilizadas de forma comum para gamas de dose mais reduzidas, tendo sido testada a sua aplicabilidade à gama de dose do estudo. Apresenta-se apenas a função de 6º grau por ter sido a função com melhores resultados (nomeadamente para o canal verde).

$$y = y_0 + A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (3.11)$$

$$y = A_1 e^{-(x-x_0)/t_1} + A_2 e^{-(x-x_0)/t_2} \quad (3.12)$$

$$y = A_0 + A_1 x + A_2 x^2 + A_3 x^3 + A_4 x^4 + A_5 x^5 + A_6 x^6 \quad (3.13)$$

Recorrendo ao *software OriginPro 8®*, obtiveram-se os seus coeficientes para cada canal. Pela comparação dos valores de dose extrapolada e medida (Equação 3.14) estudou-se a sua validade.

$$\Delta (\%) = \frac{dose\ extrapolada - dose\ medida}{dose\ medida} \times 100 \quad (3.14)$$

Para completar o estudo, analisou-se para as funções mais aceitáveis a evolução dos coeficientes ao longo do tempo de digitalização, bem como possíveis justificações para os valores e características gerais das funções.

3.3. CARATERIZAÇÃO DO FANTOMA

Um dos principais objetivos deste trabalho consiste em desenvolver um fantoma com aplicação de filme radiosensível, para controlo da qualidade de tratamentos de radioterapia estereotáxica.

3.3.1. DESENHO DO FANTOMA

O esquema do projeto foi elaborado, sendo apresentado na Figura 3.7. Na Figura 3.8 apresentam-se os constituintes do fantoma numerados. O fantoma é constituído por uma esfera em PMMA, dividida em quatro partes. Esta possui um raio de 7 cm, já que os tamanhos de campo para o tipo de tratamentos em questão, radioterapia estereotáxica, são de dimensões inferiores. O material selecionado foi o PMMA por este ser considerado um material com caraterísticas semelhantes à água, com consistência mecânica, quimicamente estável e não reativo (52). O filme radiosensível é colocado nas junções, ficando orientado em duas direções ortogonais distintas. As partes da esfera têm um prolongamento cónico que permite que estas fiquem unidas quando acopladas ao respetivo suporte. Este suporte tem um peso adicional de uma liga de alta densidade, para garantir a estabilidade do sistema.

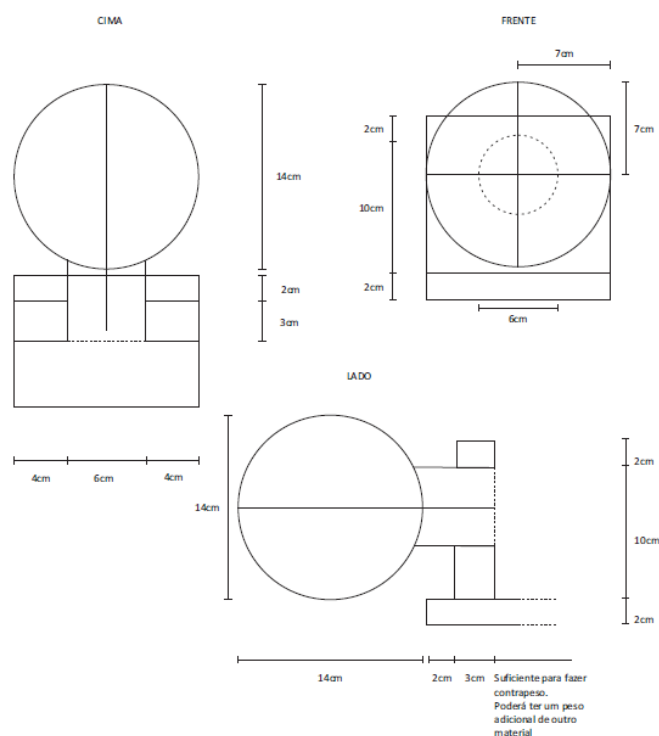


Fig. 3.7 – Esquema do fantoma.



Fig. 3.8 – Elementos do fantoma construído. 1: partes da esfera; 2: suporte; 3: anilha para junção das partes da esfera; 4: parafusos de nivelção; 5: peso adicional; 6: suporte para posicionamento das partes da esfera.

Na Figura 3.9 apresenta-se o fantoma construído em várias perspetivas. Nestas é visível a esfera constituída por quatro porções, que conicamente se encaixam no suporte. Os parafusos presentes no suporte têm como função o nivelamento do fantoma na sala/mesa de tratamento. Utiliza-se o elemento 3 para uma melhor junção das partes do fantoma e o elemento 6 para posicionamento destas.

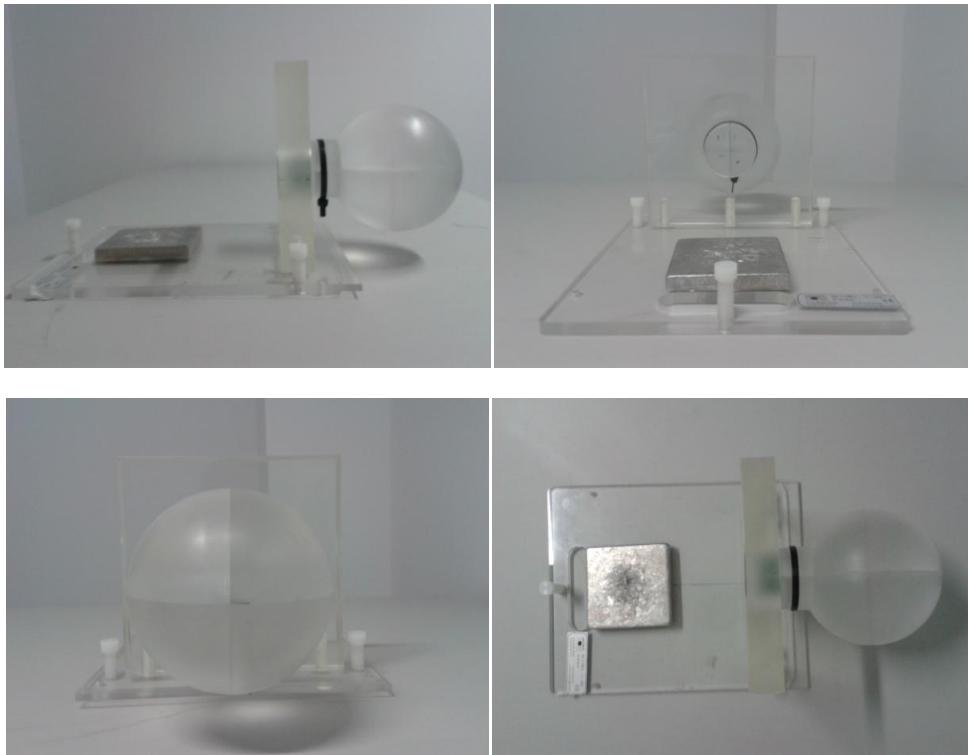


Fig. 3.9 – Perspetivas do fantoma construído. Em cima à esquerda, perspetiva lateral; em cima à direita, perspetiva posterior; em baixo à esquerda, perspetiva anterior; em baixo à direita, perspetiva superior.

Este fantoma teve como inspiração o fantoma comercial *Lucy® 3D QA*, fantoma esférico em acrílico com raio igual a 7 cm. Contrariamente a este, o fantoma deste trabalho permite a inserção simultânea de filme radiossensível em duas direções ortogonais. A ausência de parafusos e outros suportes na esfera, presentes no fantoma comercial, garante a uniformidade do material.

3.3.2. CÁLCULO DOS FATORES DE ESCALA

Uma vez que o fantoma elaborado é constituído por PMMA e se utilizam valores de referência calculados em água, foi necessário o cálculo do fator de escala de dose entre estes materiais.

Como a utilização de um fantoma de água requer um trabalho acrescido de cada vez que se levam a cabo medidas de dose, e de modo a facilitar as medidas efetuadas, optou-se por usar "água sólida" (RW3), material amplamente caracterizado e comparado com água. Este facto permite o cálculo do fator de escala cruzado de dose entre água e PMMA através da medição de dose em RW3 e PMMA.

Assim, para o cumprimento deste objetivo utilizou-se um sistema de medida composto por: placas de PMMA ou de RW3, câmara de ionização *Farmer PTW 30013* e eletrómetro *PTW UNIDOS E*. Para calcular os perfis de dose em profundidade (PDD) para estes materiais a câmara de ionização foi colocada a diferentes profundidades, tendo-se efetuado a irradiação em condições de referência: energia 6 MV, SSD 100 cm, tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

A partir dos valores de PDD obtidos, procedeu-se ao cálculo cruzado do fator de escala de dose entre água e PMMA, para cada profundidade (Equação 3.15).

$$fator_{\text{água/PMMA}} = \frac{dose_{RW3}}{dose_{PMMA}} \times fator_{\text{água/RW3}} \quad (3.15)$$

O fator de escala de dose entre água e RW3 utilizado no cálculo anterior foi retirado da Figura 3.10 (53).

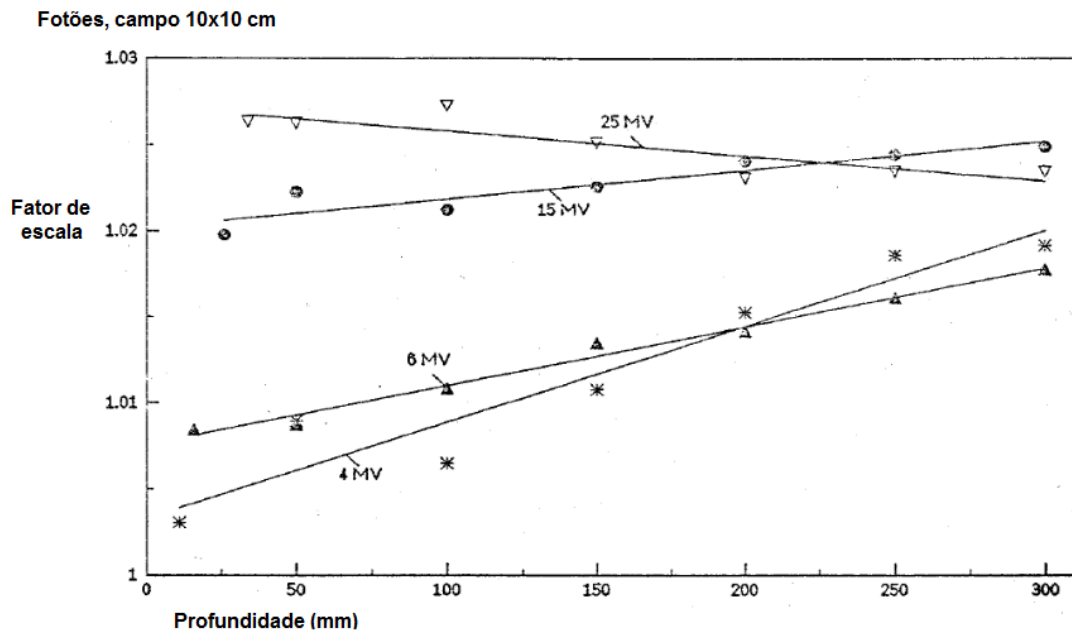


Fig. 3.10 – Fator de escala de dose entre Água e RW3, em função da profundidade para várias energias de fótons, campo 10x10 cm² (53).

Para comparação entre os fatores e obtenção de um fator mais preciso procedeu-se também ao cálculo direto do fator de escala de dose entre água e PMMA, para cada profundidade (Equação 3.16). Para isso aplicaram-se as mesmas condições do procedimento indicado anteriormente, utilizando-se como fantoma um tanque de água.

$$fator_{\text{Água/PMMA}} = \frac{\text{dose } \text{Água}}{\text{dose PMMA}} \quad (3.16)$$

Para concluir calculou-se a diferença Δ para cada profundidade (Equação 3.17), permitindo este cálculo comparar os dois fatores.

$$\Delta (\%) = \frac{\text{fator cruzado} - \text{fator direto}}{\text{fator direto}} \times 100 \quad (3.17)$$

3.3.3. PLANEAMENTO EM FANTOMA

Os sistemas de planeamento utilizam imagens de tomografia computadorizada para efetuarem cálculo de dose. Desta forma, para se introduzir o fantoma no TPS foi necessária a realização de uma TC deste (Figura 3.11). Foi definido e marcado o isocentro do fantoma por forma a garantir um posicionamento preciso.

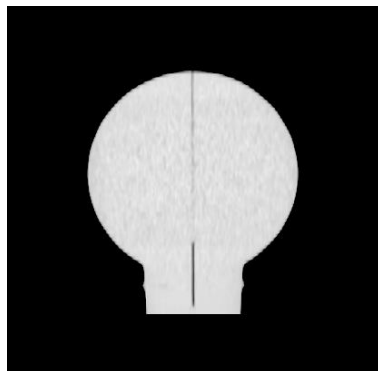


Fig. 3.11 – Projeção do corte coronal da imagem de CT do fantoma, onde são visíveis as heterogeneidades existentes.

Para um melhor cálculo da distribuição de dose é possível criar uma estrutura com a forma do fantoma, em que o valor de HUs é constante (Figura 3.12). O valor de HUs atribuído inicialmente ao fantoma foi obtido através da média dos valores originais da imagem. A escala de HU é comumente utilizada entre -1000 (vácuo) e 3000 (osso denso), passando por 0 (água).

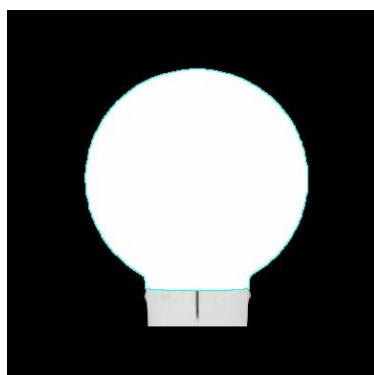


Fig. 3.12 – Projeção do corte coronal da imagem de CT do fantoma, com homogeneização do valor de HUs.

Para validação do fator de atenuação do fantoma foi realizado o seguinte procedimento. No TPS foi calculado o número de unidades monitor necessárias para que uma amostra de filme fosse irradiada com 5 Gy, considerando que esta estava posicionada a 10 cm de profundidade em água, para um campo referência $10 \times 10 \text{ cm}^2$, com SSD igual a 100 cm. Da mesma forma, foram calculadas as unidades monitor necessárias para irradiar uma amostra similar com a mesma dose, mas colocada no centro do fantoma. Procedeu-se à irradiação do primeiro caso mas utilizando RW3, tendo sido o fator de escala utilizado (Figura 3.10). Seguidamente digitalizaram-se ambas as amostras, obtendo-se os respetivos valores de intensidade transmitida. A partir da dose em RW3 (D) e dos valores de intensidade transmitida (I) para as duas irradiações calculou-se a dose no fantoma (Equação 3.18). Comparou-se este valor com o valor teórico (5,062 Gy), calculado no TPS como uma média de dose na superfície da amostra (Figura 3.13).

$$D_{\text{fantoma}} = \frac{D_{RW3}}{I_{\text{fantoma}}} \times I_{RW3} \quad (3.18)$$

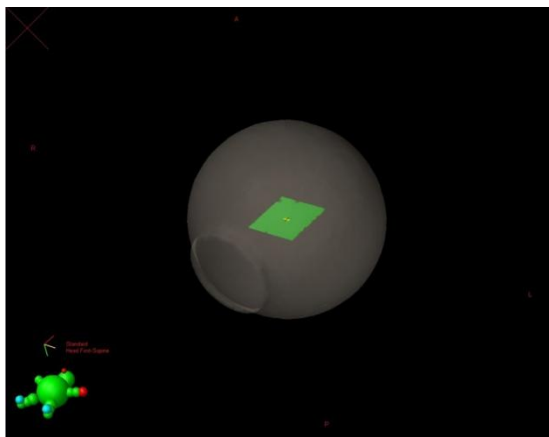


Fig. 3.13 – Fantoma e película no sistema de planeamento. Cálculo da dose média na película.

3.4. VALIDAÇÃO DO FANTOMA E MÉTODO DE ANÁLISE, PARA CONTROLO DA QUALIDADE

Com o fantoma caracterizado desenvolveu-se um método de análise 3D de dose para controlo da qualidade de tratamentos. Com base no índice *Gamma* (ver 2.4.) criou-se uma rotina *MATLAB*® capaz de comparar os valores de dose obtidos a partir da digitalização do filme irradiado no fantoma, com os valores de dose previstos pelo sistema de planeamento, em dois planos ortogonais.

3.4.1. DESENVOLVIMENTO E TESTE DA ROTINA *MATLAB*® PARA APLICAÇÃO DO ÍNDICE *GAMMA*

Como referido anteriormente, desenvolveu-se uma rotina *MATLAB*® que aplica a análise *Gamma* local. Esta é apresentada no Anexo 4 e tem como parâmetros de entrada a imagem proveniente do sistema de planeamento (imagem referência, em formato *DICOM*⁵), a imagem resultante da digitalização do filme (imagem a analisar, em formato *.tiff*) e os critérios aceitação do índice *Gamma* (DTA e diferença de dose). Dado que para este cálculo são calculados os valores *Gamma* para cada ponto da primeira imagem em função de todos os pontos da segunda, o tempo de processamento é muito grande. Desta forma foi introduzido um outro parâmetro, *h*, que visa diminuir consideravelmente o tempo de computação. Este parâmetro *h* consiste em limitar a grelha de análise, ao avaliar apenas os *pixéis* da imagem a analisar que se encontram nas posições $h/2 \times h/2$ em torno do *pixel* da imagem referência. A avaliação dos *pixéis* situados longe deste último torna-se desnecessária pois os mesmos serão reprovados com valores de índice *Gamma* superiores ao valor mínimo por estarem fora do critério DTA. Desta forma o valor de *h* terá que ter um valor maior que DTA. Na Figura 3.14 apresenta-se um exemplo de aplicação de uma grelha de dimensão 6.

⁵ Abreviatura de *Digital Imaging and Communications in Medicine*. Trata-se de um protocolo em formato eletrónico, que respeita um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica. Este padrão, ao estabelecer uma linguagem comum, permite a troca entre equipamentos, de imagens médicas e informações associadas.

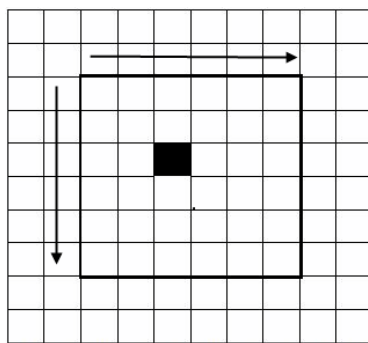


Fig. 3.14 – Exemplo de aplicação de uma grelha de dimensão h igual a 6.

Relativamente às imagens, a rotina utiliza a posição central das imagens para efetuar o alinhamento e redimensionamento das mesmas, ao colocar a imagem referência com o mesmo tamanho e resolução da imagem a analisar.

A imagem proveniente do sistema de planeamento contém um fator de conversão dos valores de intensidade para dose. Na imagem digitalizada, é aplicada a função representativa da curva sensitométrica para o canal pretendido, convertendo esta imagem em dose. Os pixels com dose inferior ou igual a 10% da dose máxima da imagem referência são ignorados da análise por representarem doses reduzidas (ver 2.3.).

A rotina devolve, para um ficheiro de texto, o índice *Gamma* calculado para cada *pixel* e a percentagem final de pontos aprovados. É também devolvida uma imagem representativa dos valores do índice *Gamma*.

Para testar a rotina foram criados três grupos de imagens com tamanho 11x11 mm e com resolução 1 *pixel*/mm. Estas imagens diferem entre si na intensidade de um dos *pixels*. A diferente localização deste pixel permite calcular analiticamente o valor do índice *Gamma*. Estas imagens foram posteriormente inseridas na rotina (adaptada para duas imagens em formato *.tiff*), por forma a avaliar o seu índice *Gamma* e comparar com o valor esperado.

Na Figura 3.15 apresenta-se o primeiro grupo de teste, onde o *pixel* central se encontra saturado e vai movendo horizontalmente a sua posição em 1 mm (ou *pixel*).

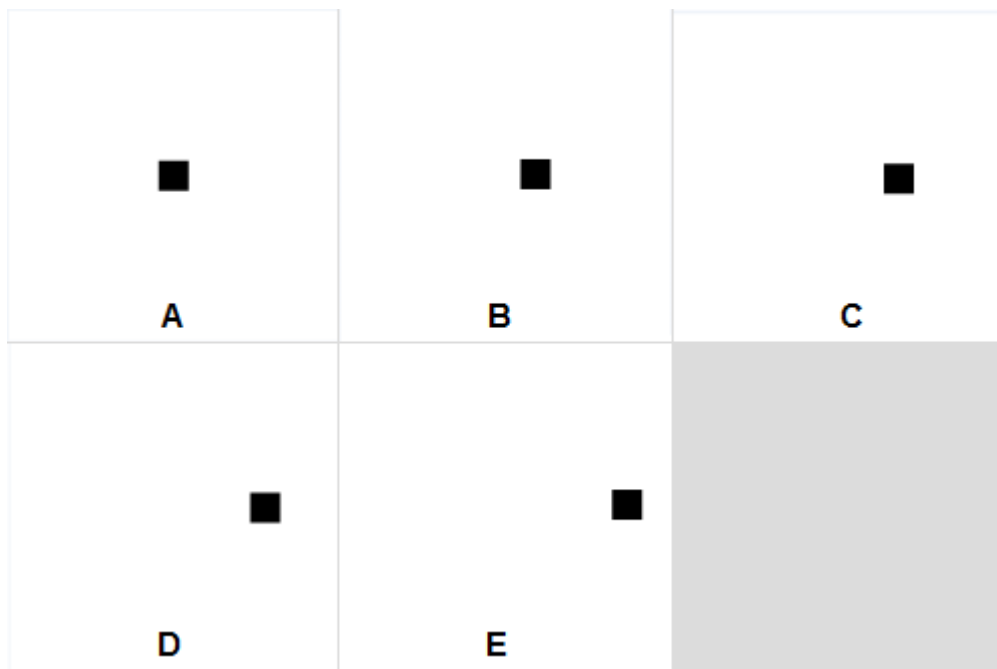


Fig. 3.15 – Primeiro grupo de teste: movimento horizontal do *pixel* central.

Na Figura 3.16 é visível o segundo grupo de teste, onde o *pixel* saturado se move 1 mm na horizontal e 1 mm na vertical (movimento diagonal).



Fig. 3.16 – Segundo grupo de teste: movimento horizontal e vertical do *pixel* central.

Na Figura 3.17 apresenta-se o terceiro grupo de teste. O grupo é novamente composto por cinco imagens, variando entre si 1% da intensidade do *pixel* central. O nome das imagens deste último grupo de teste e respetiva dose são apresentados na Tabela 3.1.

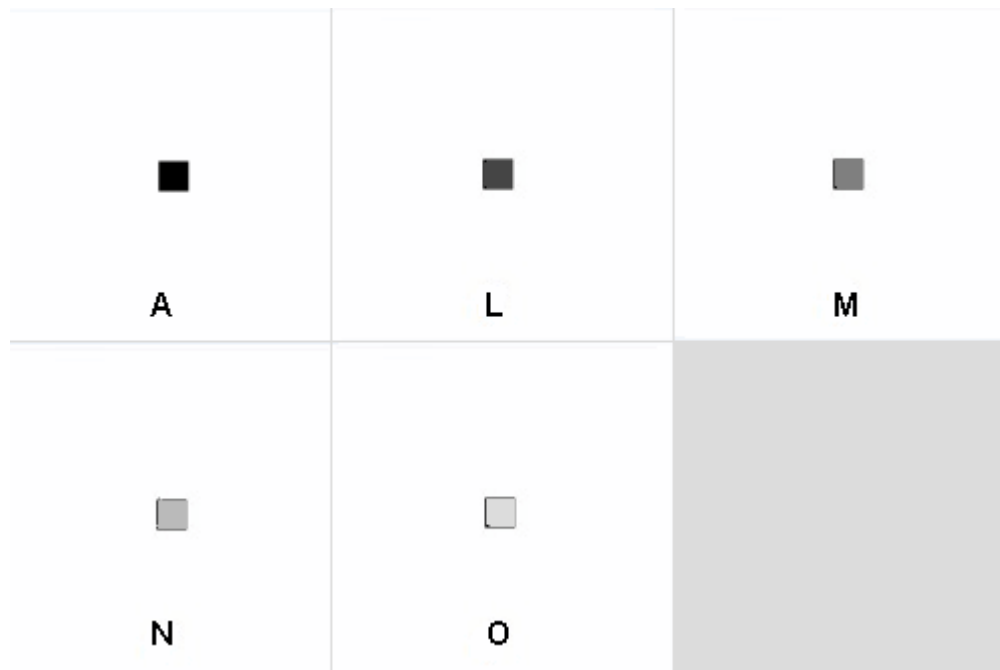


Fig. 3.17 – Terceiro grupo de teste: intensidade do *pixel* central variável.

Tabela 3.1 – Nome de imagem e percentagem de dose para cada imagem pertencente ao terceiro grupo de teste.

Imagem	Dose
A	100%
L	99%
M	98%
N	97%
O	96%

3.4.2. APLICAÇÃO E VALIDAÇÃO DA ROTINA PARA TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

Após a verificação do funcionamento da rotina procedeu-se à sua aplicação para tratamentos de radioterapia. Para isso, utilizaram-se planos de tratamento de doentes na técnica de radioterapia estereotáxica (SBRT), tanto convencional como de IMRT/VMAT. Os planos, para serem passíveis de comparação, são inicialmente transpostos para o fantoma (Figura 3.18). É feito o cálculo de dose neste e depois exportadas em formato DICOM as distribuições de dose para os planos coronal e sagital (Figura 3.19). O mesmo plano é depois realizado no fantoma colocado na sala de tratamento, nas mesmas condições do plano calculado no TPS.

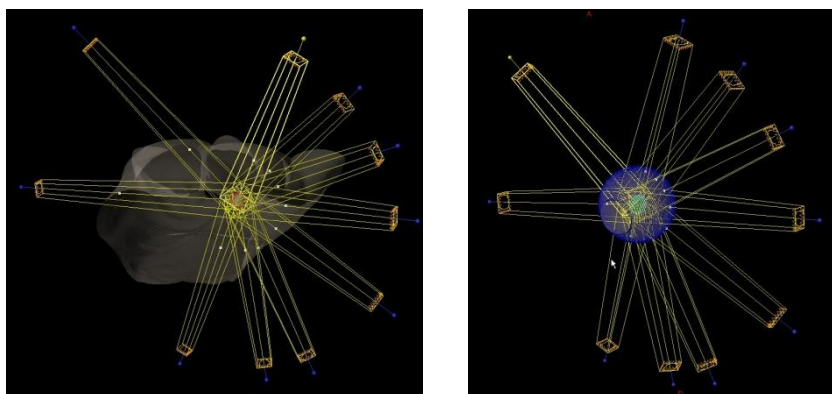


Fig. 3.18 – Transposição do plano de tratamento (à esquerda) para o fantoma (à direita).

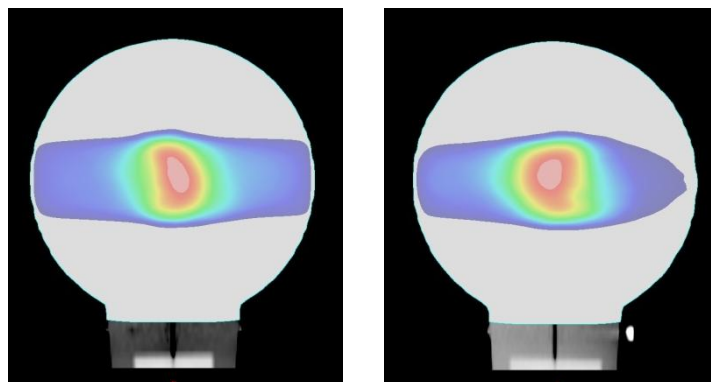


Fig. 3.19 – Exemplo de distribuições de dose para os planos coronal (à esquerda) e sagital (à direita).

Neste estudo foram estudados 14 planos de tratamento, tendo as amostras de filme dimensão igual a $12,7 \times 10,1 \text{ cm}^2$. Após irradiação, as amostras foram digitalizadas utilizando a *frame* 4. A digitalização ocorreu 24 horas após a irradiação, em modo Transmissão, com pré-aquecimento da lâmpada e com média de 4 digitalizações. À imagem proveniente da digitalização aplica-se uma inversão por forma a ficar alinhada com a imagem do sistema de planeamento. A imagem da digitalização após este processamento e a imagem do sistema de planeamento são depois inseridas na rotina *MATLAB*® (Anexo 4).

No plano sagital a amostra de filme necessita de ser dividida em duas porções, sendo posteriormente unidas e digitalizadas como uma só porção. Para efeitos de análise *Gamma*, a parte central é ignorada. A zona de corte corresponde a uma coluna definida por 6 pixéis para cada lado a partir do centro da imagem (Figura 3.20).

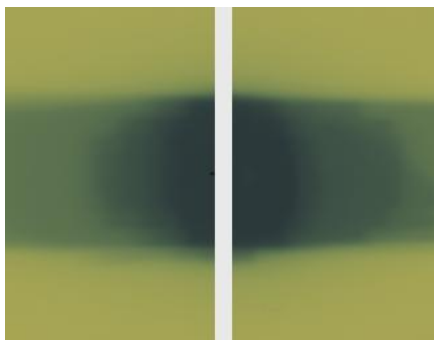


Fig. 3.20 – Exemplo da “eliminação” da zona de corte.

Obtiveram-se os valores do índice *Gamma* para os seguintes critérios: $\Delta D = 3\%$ e $\Delta d = 3 \text{ mm}$ (3%, 3 mm) e $\Delta D = 5\%$ e $\Delta d = 5 \text{ mm}$ (5%, 5 mm). Os resultados foram avaliados para os canais vermelho e verde.

4. RESULTADOS/DISCUSSÃO

Ao longo desta secção serão divulgados os resultados referentes aos métodos apresentados na secção anterior.

4.1. CARATERIZAÇÃO DO DIGITALIZADOR

4.1.1. UNIFORMIDADE

Na Figura 4.2 e Figura 4.3 apresentam-se respetivamente, os perfis obtidos após digitalização, nas direções perpendicular e paralela à direção de digitalização, para os canais vermelho, verde e azul. A Situação 1 refere-se ao procedimento de digitalização com os restantes orifícios tapados e a Situação 2 à digitalização em que os restantes orifícios têm amostras de filme não irradiado. A distância corresponde à distância entre o centro do orifício com a amostra de filme e o bordo superior do digitalizador, correspondente à direção estudada (Figura 4.1).

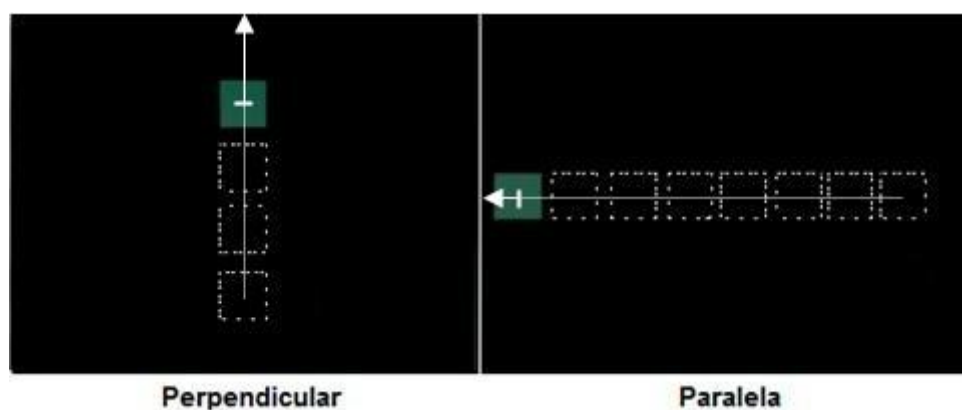


Fig. 4.1 – Representação do cálculo da distância entre o centro do orifício com a amostra de filme e o bordo superior do digitalizador para as direções estudadas.

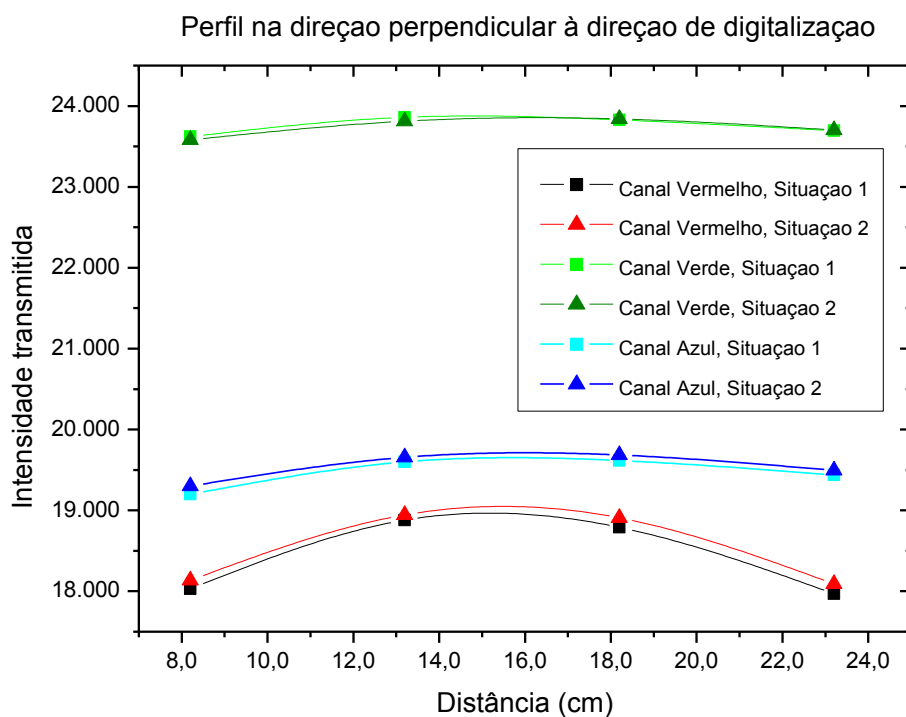


Fig. 4.2 – Perfil de intensidade transmitida ao longo da direção perpendicular à direção de digitalização.

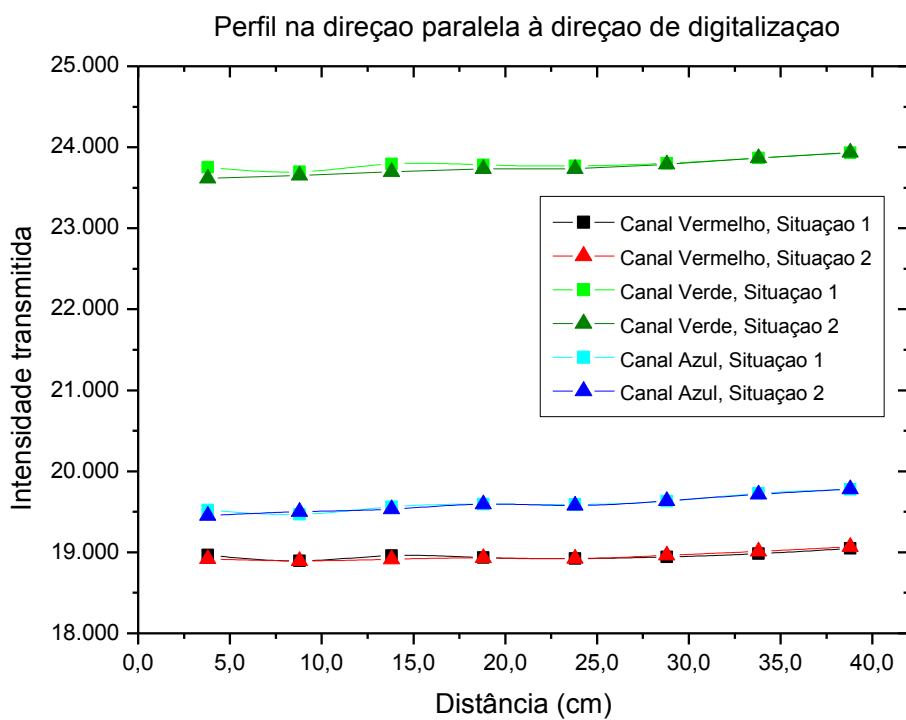


Fig. 4.3 – Perfil de intensidade transmitida ao longo da direção paralela à direção de digitalização.

Para cada um dos estudos mencionados anteriormente mediu-se a percentagem de desvio padrão em relação ao valor de intensidade transmitida máximo, sendo os valores obtidos apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Percentagem de desvio padrão em relação ao valor de intensidade transmitida máxima, para as duas situações analisadas nas direções perpendicular e paralela à direção de digitalização, para os três canais.

Direção	Situação	Desvio padrão em relação à intensidade transmitida máxima por canal (%)		
		Vermelho	Verde	Azul
Perpendicular	1	2,56	0,474	0,992
	2	2,48	0,492	0,900
Paralela	1	0,242	0,297	0,510
	2	0,304	0,449	0,551

Analisando os valores verifica-se uma percentagem de desvio padrão superior no perfil registado ao longo da direção perpendicular. No canal vermelho obtêm-se as maiores diferenças entre direção perpendicular e paralela. Em relação à influência dos filmes adjacentes na medição, os valores referentes às duas situações são muito idênticos, pelo que não há influência significativa deste parâmetro na metodologia de medição.

Após a verificação da existência de não uniformidades no digitalizador, procedeu-se ao processamento de algumas imagens para melhor compreensão deste efeito. Utilizou-se o canal vermelho, canal com maior diferença entre direções. Através da aplicação de um filtro entre os valores de intensidade 1541 e 4623 visualiza-se melhor os *pixéis* que se encontram nesta gama, sendo possível observar uma propagação de sinal (Figura 4.4).

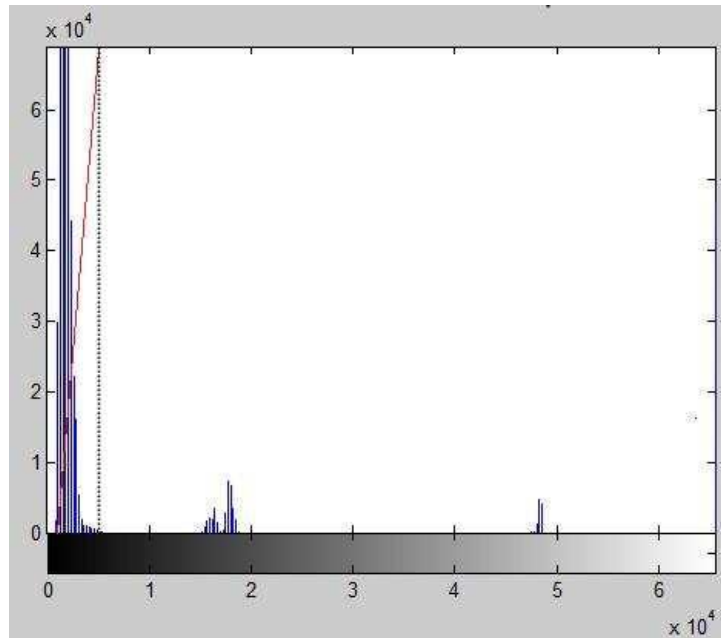


Fig. 4.4 – Aplicação do comando janela/nível ao histograma da imagem analisada.

Imagens referentes à situação 2 são apresentadas na Figura 4.5 e Figura 4.6. Nestas imagens é possível verificar a propagação de sinal na direção perpendicular à direção de digitalização, sendo visível o aparecimento de faixas verticais. Esta propagação não se verifica na direção paralela à direção de digitalização. Estes resultados devem-se ao mecanismo de funcionamento do detetor, existindo propagação de sinal na direção de leitura quando a informação lida tem valores altos. Assim, a utilização da *frame 2* é preferível ao não estar sujeita a propagação de sinal entre amostras.

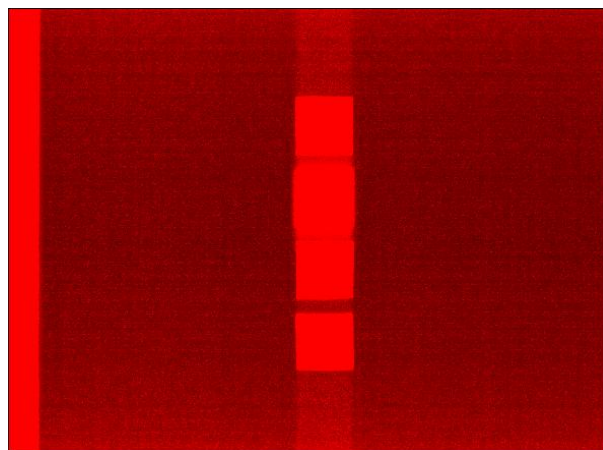


Fig. 4.5 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro, relativamente ao perfil na direção perpendicular à direção de digitalização. Imagem com amostras (*frame 1*).

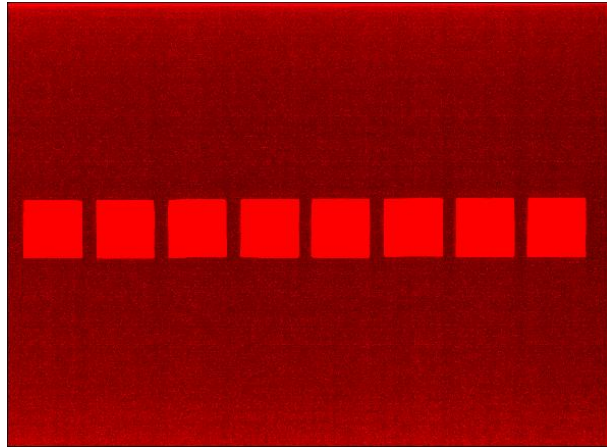


Fig. 4.6 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro, relativamente ao perfil na direção paralela à direção de digitalização. Imagem com amostras (*frame 2*).

Para avaliar o efeito da *frame* na direção onde se verifica maior propagação de sinal, a direção perpendicular à direção de digitalização, aplicou-se um filtro igual ao anterior a uma imagem sem amostras nos orifícios (Figura 4.7). Através desta análise é visível uma maior propagação de sinal na imagem sem amostras (Figura 4.7) do que na imagem com amostras (Figura 4.5), o que justifica a saturação verificada. O facto das zonas sem amostra propagarem mais sinal torna a utilização da *frame 2* ou 3 indispensável. A *frame 1* está sujeita a propagação de sinal na direção mais afetada, a direção perpendicular à direção de digitalização, pelo que a sua utilização não é aconselhada.

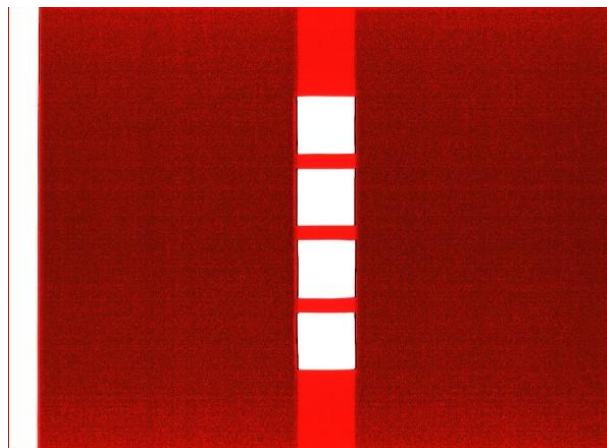


Fig. 4.7 – Processamento de imagem com aplicação de um filtro. Imagem sem amostras (*frame 1*).

4.1.2. FOCAGEM

Na Figura 4.8 apresentam-se as curvas sensitométricas referentes aos canais vermelho, verde e azul, obtidas com e sem focagem.

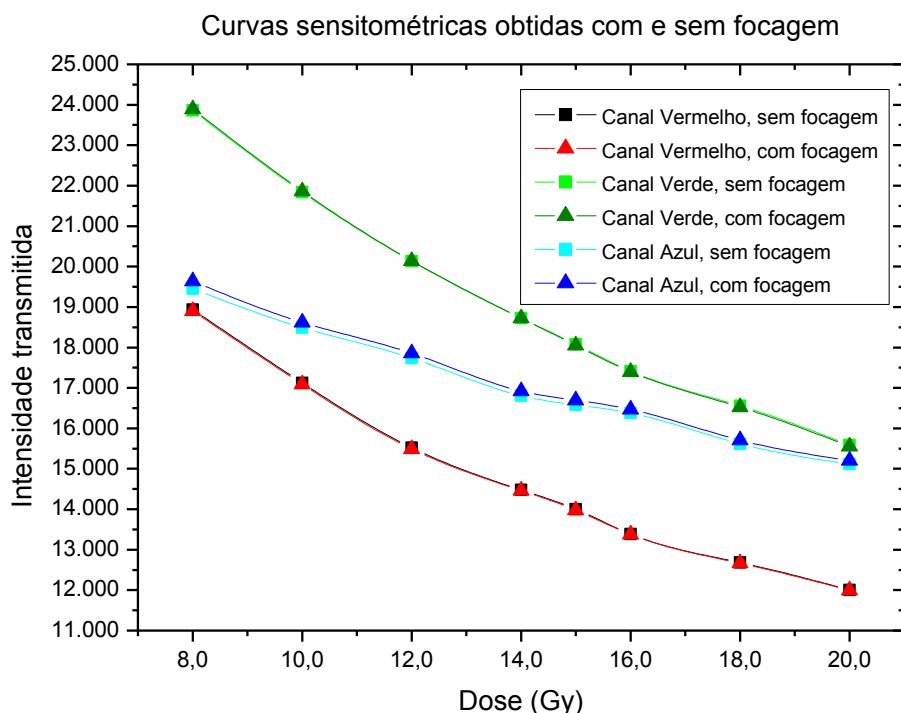


Fig. 4.8 – Curvas sensitométricas obtidas com e sem focagem, para os três canais.

Para aferir a diferença entre as curvas com e sem focagem calculou-se através das intensidades transmitidas obtidas (I), a diferença (Δ) para cada dose (D). Seguidamente calculou-se a média das diferenças, para cada canal.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{sem\ focagem,D} - I_{com\ focagem,D}}{I_{com\ focagem,D}} \times 100 \quad (3.1)$$

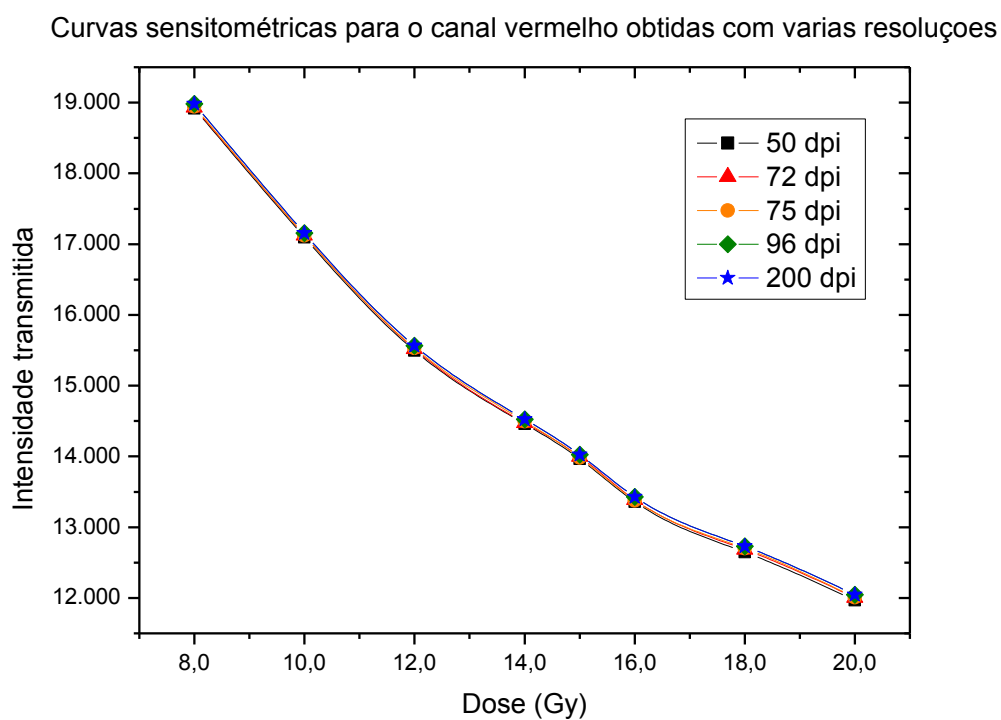
Estes valores estão presentes na Tabela 4.2. Analisando os resultados verifica-se uma maior diferença para o canal azul, seguido do vermelho e verde. Os valores obtidos indicam uma grande semelhança entre as curvas com e sem focagem, não sendo portanto a focagem fator determinante na digitalização, no caso em estudo.

Tabela 4.2 – Diferença média referente às digitalizações sem e com focagem, para os três canais.

Diferença média Δ (%)	Canal		
	Vermelho	Verde	Azul
	0,140	0,033	-0,672

4.1.3. RESOLUÇÃO

As curvas sensimétricas obtidas, para os canais vermelho, verde e azul, com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 *dpi* são apresentadas respectivamente na Figura 4.9, Figura 4.10 e Figura 4.11.

Fig. 4.9 – Curvas sensimétricas para o canal vermelho obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 *dpi*.

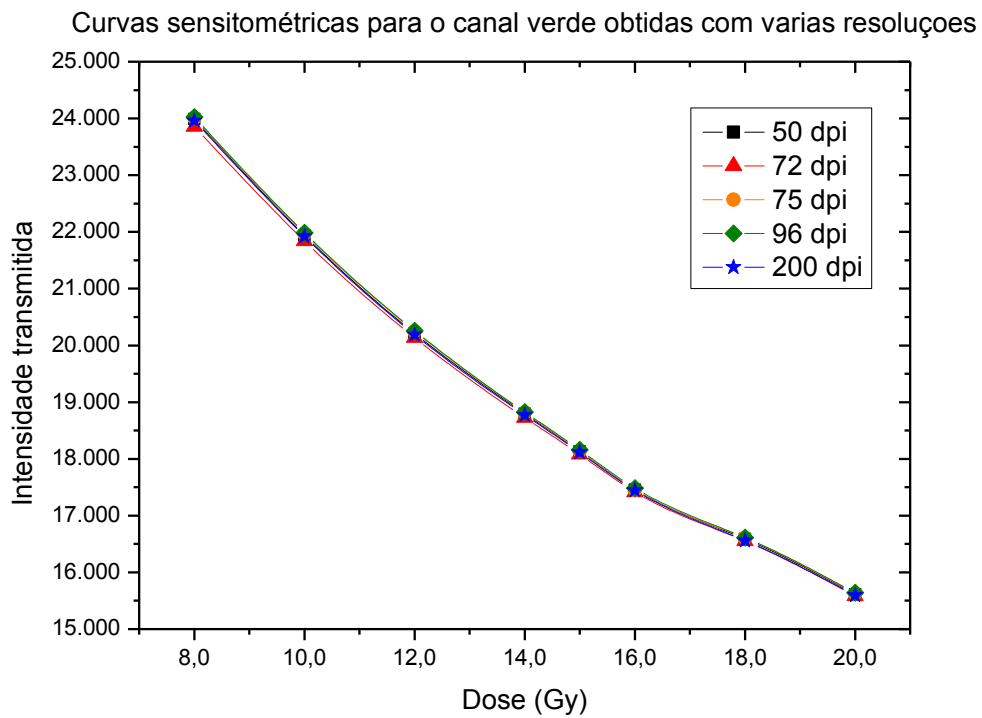


Fig. 4.10 – Curvas sensimétricas para o canal verde obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 *dpi*.

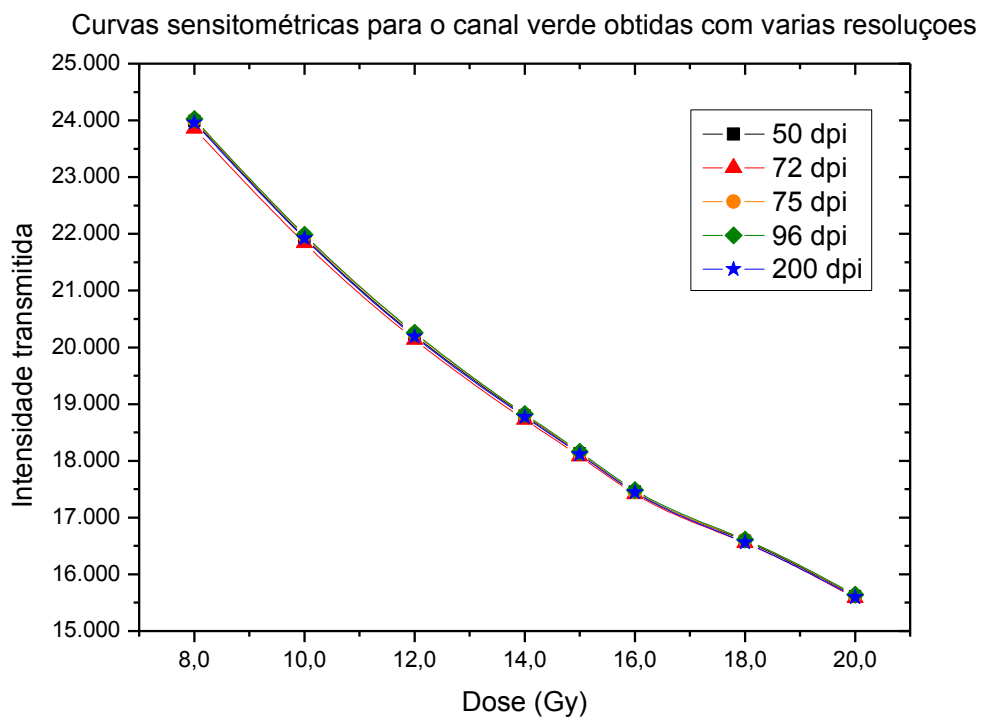


Fig. 4.11 – Curvas sensimétricas para o canal azul obtidas com resolução do digitalizador de 50, 72, 75, 96 e 200 *dpi*.

Devido à aparente similaridade das curvas e por forma a efetuar-se uma comparação das resoluções com a resolução tipicamente utilizada calculou-se a diferença média de intensidades transmitidas relativamente à resolução de 72 *dpi* (Equação 3.2).

$$\Delta (\%) = \frac{I_{R\,dpi,D} - I_{72\,dpi,D}}{I_{72\,dpi,D}} \times 100 \quad (3.2)$$

Estes valores para cada resolução e canal são apresentados na Tabela 4.3. Para o canal vermelho estes valores demonstram uma maior semelhança da resolução de 72 *dpi* com as resoluções 200 e 75 *dpi*. Relativamente ao canal verde, verificam-se valores superiores aos obtidos para o canal vermelho. Neste canal a maior semelhança com a resolução de 72 *dpi* é obtida com resolução de 200 *dpi*. No canal azul, obteve-se uma maior semelhança para a resolução de 50 *dpi*.

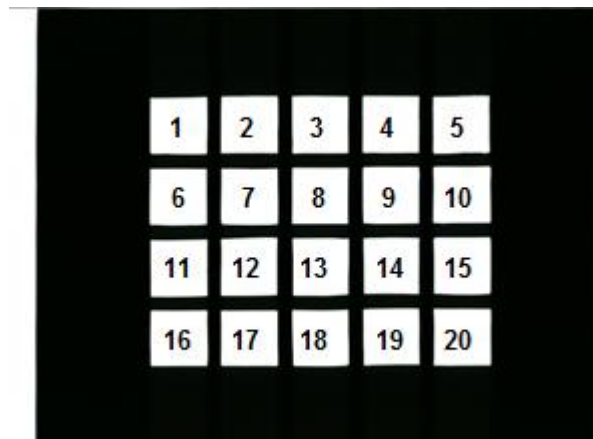
Verifica-se que o canal mais sensível à resolução é o azul, seguido do verde. O canal vermelho verifica a menor sensibilidade à resolução do digitalizador. As reduzidas diferenças indicam que não há benefício em aumentar a resolução, sendo 72 *dpi* aceitável. Esta resolução é equivalente a 2,83 pontos por milímetro o que é suficiente para controlo da qualidade.

Tabela 4.3 – Diferença média calculada para cada resolução e para os três canais.

Resolução (<i>dpi</i>)	Diferença média por canal (Δ (%))		
	Vermelho	Verde	Azul
50	-0,192	0,330	0,487
75	0,041	0,407	1,211
90	0,294	0,506	1,142
200	-0,013	0,216	0,868

4.1.4. OBTENÇÃO DE IMAGEM

Para o estudo da melhor abordagem de obtenção de imagem, utilizaram-se três métodos, sendo o método 1 com pré-aquecimento da lâmpada e média de quatro digitalizações, o método 2 com pré-aquecimento da lâmpada e sem média de digitalizações e o método 3 sem pré-aquecimento da lâmpada e sem média de digitalizações. As posições da *frame* foram numeradas de acordo com a Figura 4.12.

Fig. 4.12 – Numeração das posições da *frame* 1.

Para a comparação dos três métodos procedeu-se à elaboração dos gráficos da intensidade transmitida obtida, para cada canal, em função da posição respetiva na *frame*. Estes são apresentados na Figura 4.13, Figura 4.14 e Figura 4.15.

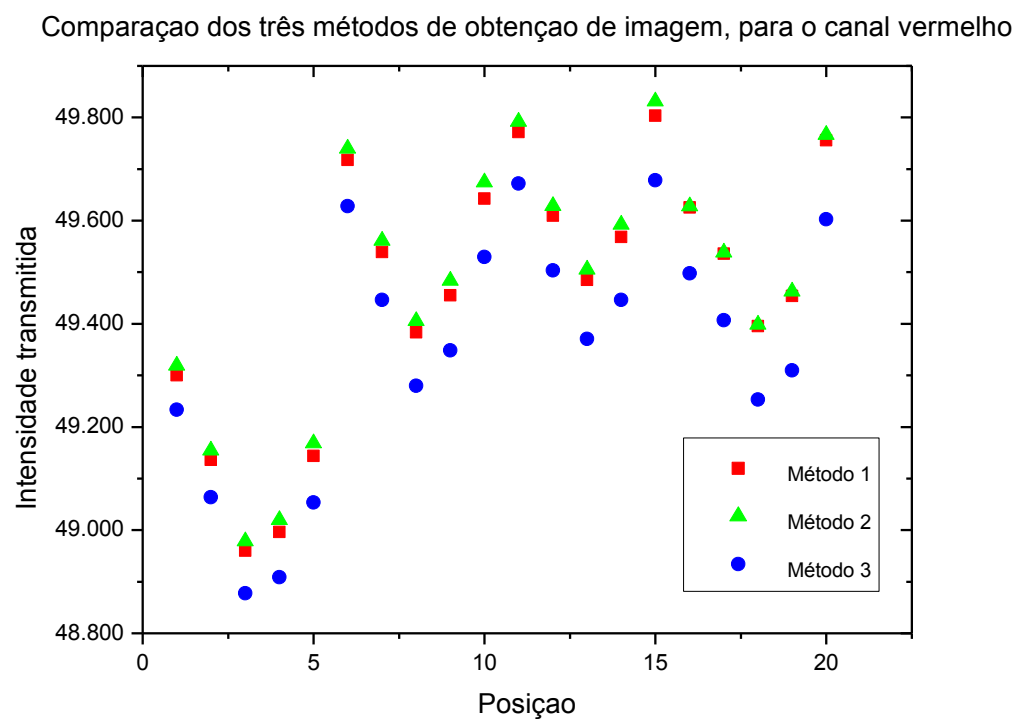


Fig. 4.13 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal vermelho.

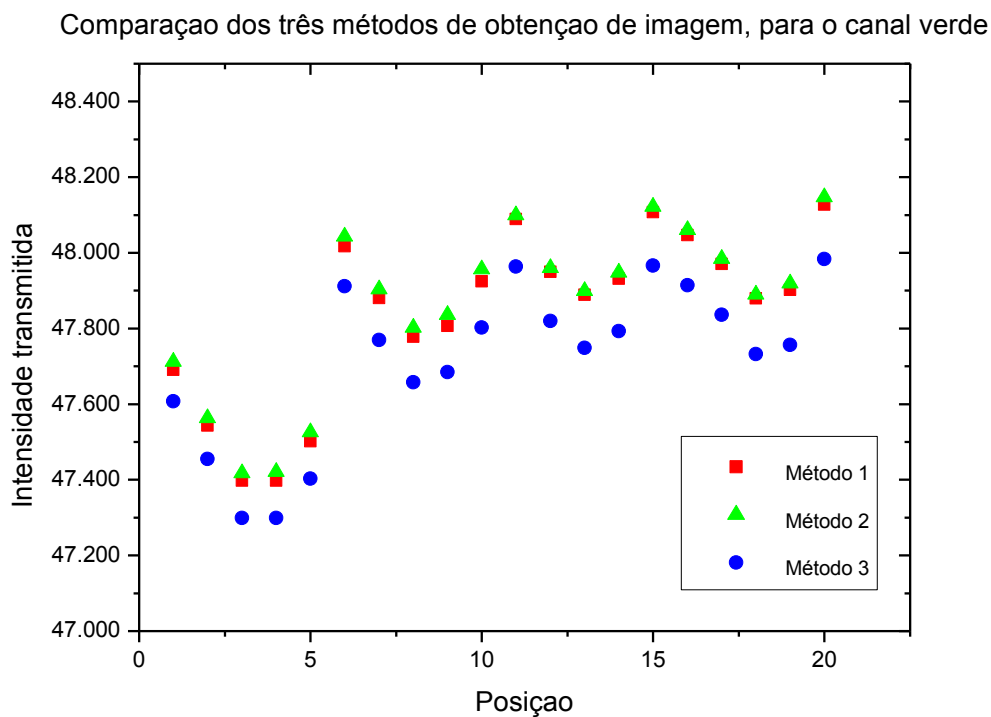


Fig. 4.14 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal verde.

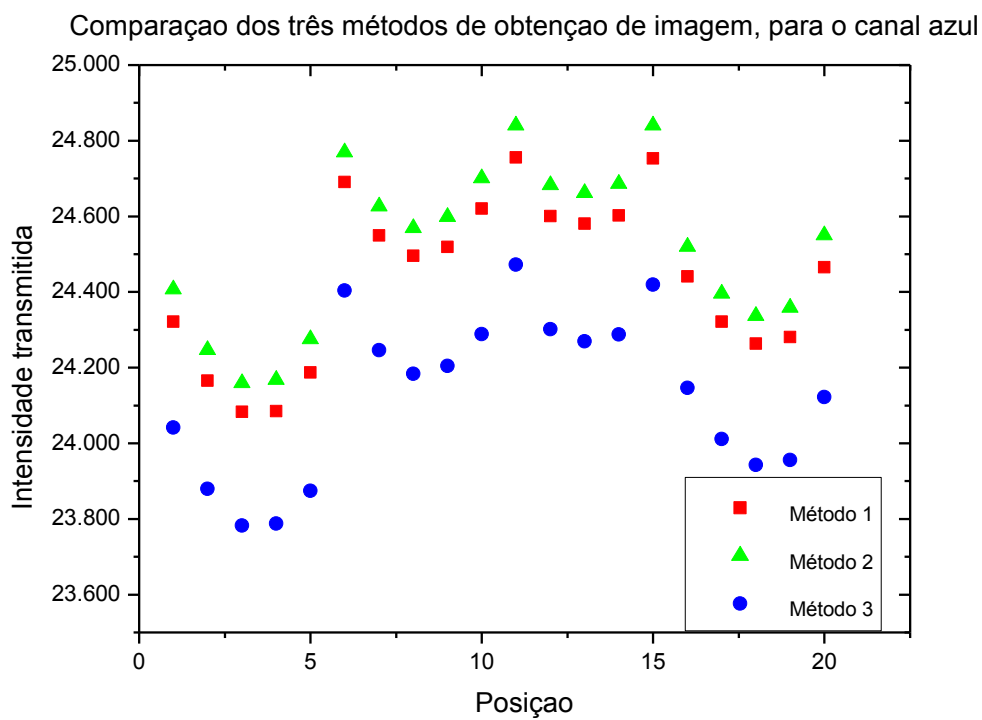


Fig. 4.15 – Intensidade transmitida do filme não irradiado obtida para cada um dos métodos de obtenção de imagem, para o canal azul.

Analisando os resultados é possível verificar a existência de uma diferença entre os valores obtidos para o método 3 e os obtidos para os métodos 1 e 2, tornando visível o efeito do pré-aquecimento. Os métodos 1 e 2 apresentam diferenças entre si pouco significativas, tendo em conta a ordem de grandeza dos valores (diferença máxima de 0,366% obtida no canal azul). Assim, as medidas após aquecimento da lâmpada do digitalizador são reproduzíveis entre si, ao contrário das efetuadas sem aquecimento.

Para avaliar o efeito da média de digitalizações efetuaram-se digitalizações com uma amostra não irradiada, tendo-se obtido os valores de intensidade transmitida para uma digitalização e para a média de 4 digitalizações ao longo de uma linha da imagem (Figura 4.16).

Intensidade transmitida em função da posição, para uma digitalização e com média de 4

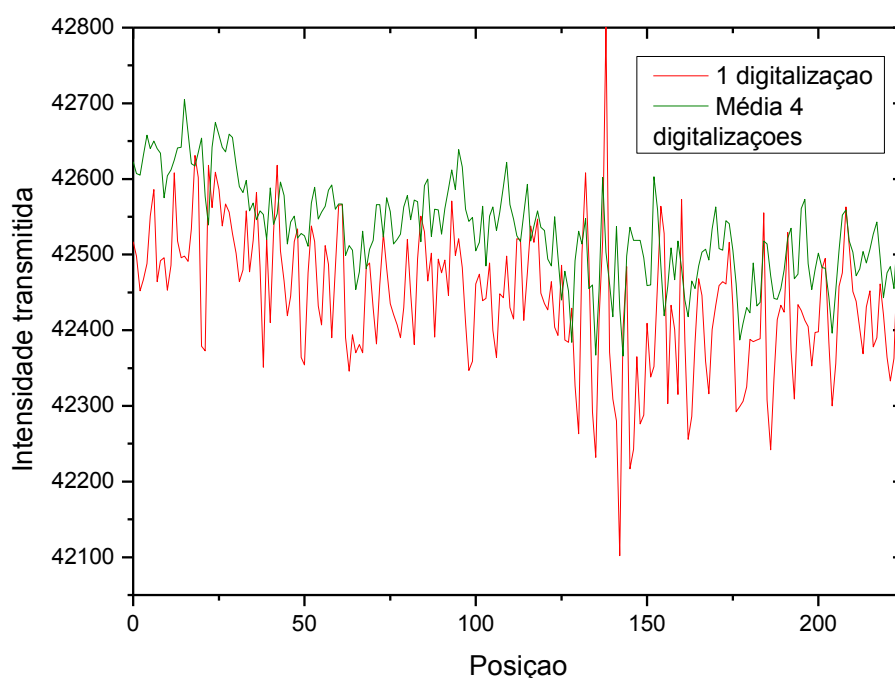


Fig. 4.16 – Intensidade transmitida obtida para cada posição ao longo da linha central, para uma digitalização e para média de 4 digitalizações.

Estes valores foram comparados através do cálculo do desvio padrão em relação à intensidade transmitida máxima registada (Tabela 4.4). Como pode verificar-se, este valor é menor com média de 4 digitalizações, comprovando o benefício deste

procedimento para reduzir o erro na imagem. A Figura 4.16 atesta esta conclusão ao ser visível um sinal muito mais ruidoso para uma digitalização do que para a média.

O canal azul regista o maior desvio padrão, seguido do canal verde e vermelho. O canal azul é também o canal onde este procedimento provoca uma melhoria mais significativa.

Tabela 4.4 – Desvio padrão em relação à intensidade transmitida máxima para digitalização sem média e com média de 4 digitalizações, para os três canais.

Procedimento	Desvio padrão em relação à intensidade transmitida máxima por canal (%)		
	Vermelho	Verde	Azul
1 digitalização	0,184	0,210	0,443
Média de 4 digitalizações	0,134	0,150	0,322

4.1.5. CORREÇÕES

Por forma a ser possível efetuar digitalizações de várias amostras em simultâneo, procedeu-se ao cálculo de correções para a *frame* 2. Assim, colocaram-se amostras de filme não irradiado nas suas posições. As posições desta *frame* foram numeradas de acordo com a Figura 4.17.

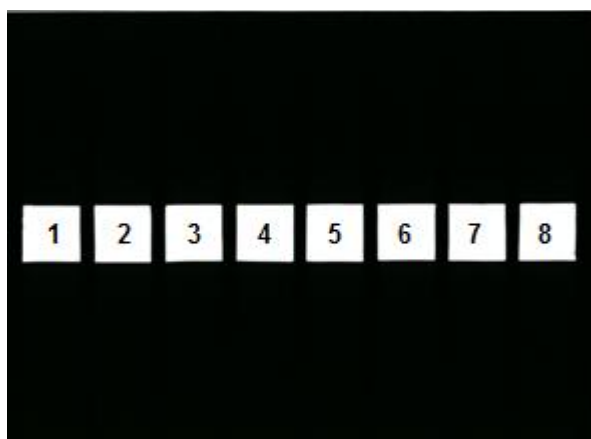


Fig. 4.17 – Numeração das posições da *frame* 2.

O gráfico da intensidade transmitida obtida, para cada canal, em função da posição respetiva na *frame* é apresentado na Figura 4.18.

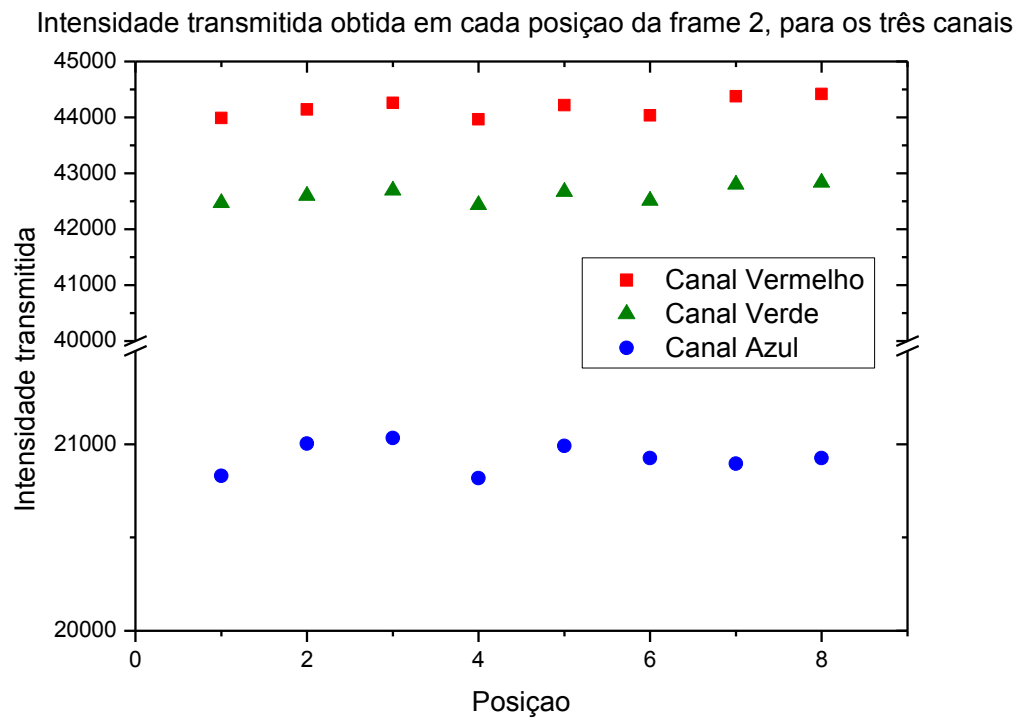


Fig. 4.18 – Intensidade transmitida obtida em cada posição da *frame* 2, para os três canais (orientação “*portrait*”).

A *frame* 3 foi utilizada como referência, tendo sido colocada no seu orifício uma amostra de filme não irradiada. Este procedimento foi repetido para orientação “*portrait*” e “*landscape*”. Na Tabela 4.5 e Tabela 4.6 apresentam-se os valores corretivos (VC) calculados respetivamente, através das intensidades obtidas para cada uma das orientações (Equação 3.3).

$$VC = \frac{I_{posição\ x}}{I_{orifício\ central}} \quad (3.3)$$

Para orientação do filme em “*portrait*”, verifica-se para os canais vermelho e verde um número igual de posições com correção inferior (posições 3, 5, 7 e 8) e superior a 1 (posições 1, 2, 4 e 6). Para orientação do filme em “*landscape*”, nos canais vermelho e verde, apenas na posição 3 se obtém correção superior a 1. O canal azul regista para ambas as orientações correções superiores a 1.

Tabela 4.5 – Valor corretivo calculado em posição “*portrait*”, para as diferentes posições da *frame 2* e para os diferentes canais.

		Canal		
		Vermelho	Verde	Azul
Posição	1	1,0041	1,0040	1,0140
	2	1,0006	1,0009	1,0057
	3	0,99797	0,99878	1,0042
	4	1,0046	1,0048	1,0147
	5	0,99888	0,99936	1,0063
	6	1,0030	1,0031	1,0094
	7	0,99532	0,99629	1,0109
	8	0,99438	0,99541	1,0094

Tabela 4.6 – Valor corretivo calculado em orientação “*landscape*”, para as diferentes posições da *frame 2* e para os diferentes canais.

		Canal		
		Vermelho	Verde	Azul
Posição	1	0,99543	0,99672	1,0178
	2	0,99388	0,99524	1,0052
	3	1,0002	1,0012	1,0134
	4	0,99481	0,99663	1,0174
	5	0,99276	0,99350	1,0012
	6	0,99344	0,99423	1,0047
	7	0,99538	0,99579	1,0071
	8	0,99322	0,99352	1,0060

As diferenças entre as intensidades transmitidas na posição em análise e no orifício central foram calculadas pela Equação 3.5.

$$\Delta (\%) = \frac{I_{\text{posição } x} - I_{\text{orifício central}}}{I_{\text{orifício central}}} \times 100 \quad (3.5)$$

Na Tabela 4.7 apresentam-se os valores de diferença máxima (Δ) para cada orientação e canal. Através destes valores, verifica-se uma diferença máxima superior para a orientação “*landscape*”. O canal azul revela-se o mais sensível à posição, obtendo um desvio máximo à intensidade transmitida do orifício central superior a 1%.

Tabela 4.7 – Diferença máxima obtida para cada orientação e canal.

Orientação	Diferença máxima Δ (%) por canal		
	Vermelho	Verde	Azul
<i>Portrait</i>	-0,565	0,476	1,447
<i>Landscape</i>	-0,729	-0,654	1,752

4.2. ESTUDO DO FILME GAFCHROMIC® EBT3

4.2.1. VARIAÇÃO DA RESPOSTA COM A EXPOSIÇÃO À LUZ AMBIENTE

A variação da resposta do filme com a exposição à luz ambiente foi medida num filme exposto continuamente à luz durante 43 dias. Efetuaram-se digitalizações frequentes. Os valores obtidos foram utilizados para obter gráficos da intensidade transmitida do filme em função do tempo decorrido para os canais vermelho, verde e azul (Figura 4.19). Para os dois primeiros inseriu-se uma linha de tendência, sendo as equações respetivas apresentadas na figura. O canal azul manifesta oscilações na intensidade, não revelando um comportamento linear, pelo que não se apresenta a linha de tendência.

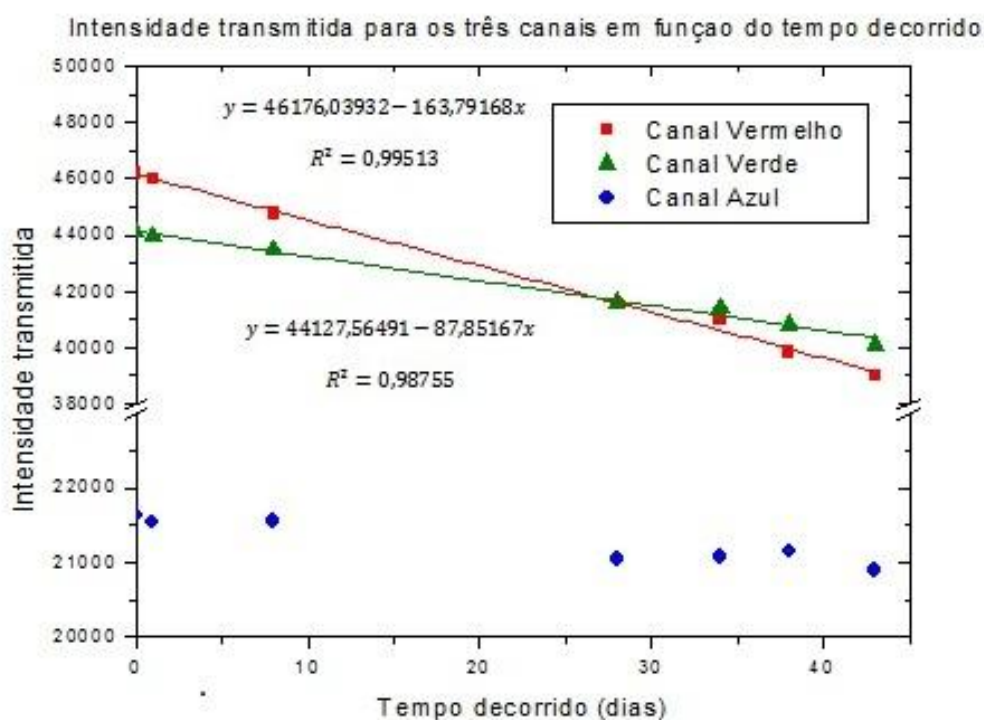


Fig. 4.19 – Intensidade transmitida do filme nos três canais, em função do tempo decorrido. Equação da linha de tendência a vermelho (canal vermelho) em cima. Equação da linha de tendência a verde (canal verde) em baixo.

Na Tabela 4.8 apresentam-se a maior diferença de intensidade transmitida obtida e a percentagem deste valor em relação ao valor de intensidade transmitida máxima.

Tabela 4.8 – Maior diferença de intensidade transmitida obtida e percentagem deste valor em relação ao valor de intensidade transmitida inicial, para cada um dos canais.

Cálculo	Vermelho	Verde	Azul
Maior diferença de intensidade transmitida	7218	3992	729
Percentagem em relação ao valor de intensidade transmitida máximo (%)	15,6	9,1	3,4

Como pode verificar-se, existem diferenças significativas entre a medição inicial e a efetuada ao 43º dia. Estas diferenças comprovam a influência da resposta do filme com a exposição à luz, sendo o canal vermelho o mais sensível e o azul o menos sensível a este fator. Os valores do declive das linhas de tendência confirmam estes dados com o canal vermelho a ter um maior declive, logo uma maior sensibilidade à luz ambiente.

4.2.2. SIMETRIA

Para avaliar a simetria do filme apresentam-se na Figura 4.19 as curvas sensiométricas obtidas com o filme na posição normal e invertida.

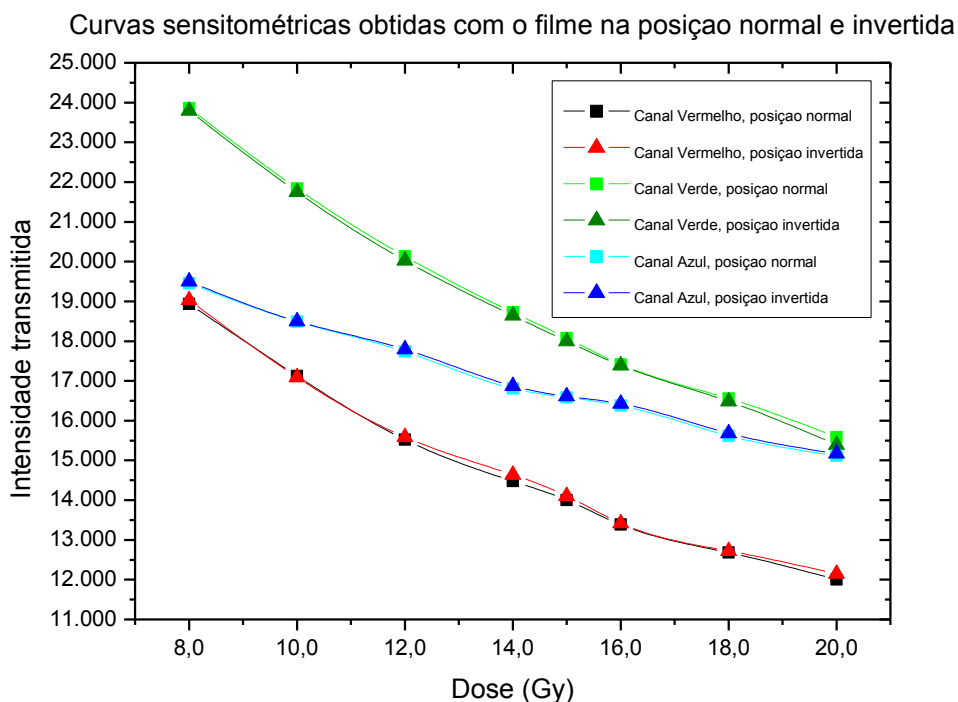


Fig. 4.20 – Curvas sensiométricas obtidas com o filme nas posições normal e invertida, para os três canais.

Para uma melhor avaliação da similaridade das curvas em posição normal e invertida, calcularam-se para cada dose (D) as diferenças (Δ) entre as intensidades transmitidas (I) obtidas com o filme nas duas posições (Equação 3.6).

$$\Delta (\%) = \frac{I_{\text{posição invertida},D} - I_{\text{posição normal},D}}{I_{\text{posição normal},D}} \times 100 \quad (3.6)$$

O valor de diferença média para cada canal é apresentado na Tabela 4.9. Como pode verificar-se, os valores obtidos não são expressivos, tendo em conta a ordem de grandeza dos valores de intensidade transmitida. O canal azul regista a maior similaridade, seguido, respetivamente pelo canal verde e vermelho. Através destes resultados é possível comprovar a simetria do filme EBT3.

Tabela 4.9 – Diferença média referente às digitalizações em posição normal e invertida, para os três canais.

Diferença média Δ (%)	Canal		
	Vermelho	Verde	Azul
	0,545	-0,496	0,291

4.2.3. RESPOSTA COM DIFERENTES ÂNGULOS DE POSICIONAMENTO

A variação da resposta do filme com ângulos de posicionamento diferentes foi avaliada para 0°, 90°, 180° e 270°. Após a medição da intensidade transmitida para cada canal, obtiveram-se as curvas sensiométricas para cada angulação. Seguidamente apresentam-se estas curvas para o canal vermelho (Figura 4.21), verde (Figura 4.22) e azul (Figura 4.23). Através destas figuras verifica-se uma diferença considerável entre os conjuntos de curvas, com angulação 0°/180° e 90°/270° (diferença média para a combinação 0°/90° no canal vermelho de 9,359%). Esta diferença comprova a existência de duas orientações com valores distintos: “*portrait*” e “*landscape*”, variando entre si 90°.

Curvas sensiométricas para o canal vermelho obtidas com diferentes ângulos de posicionamento do filme

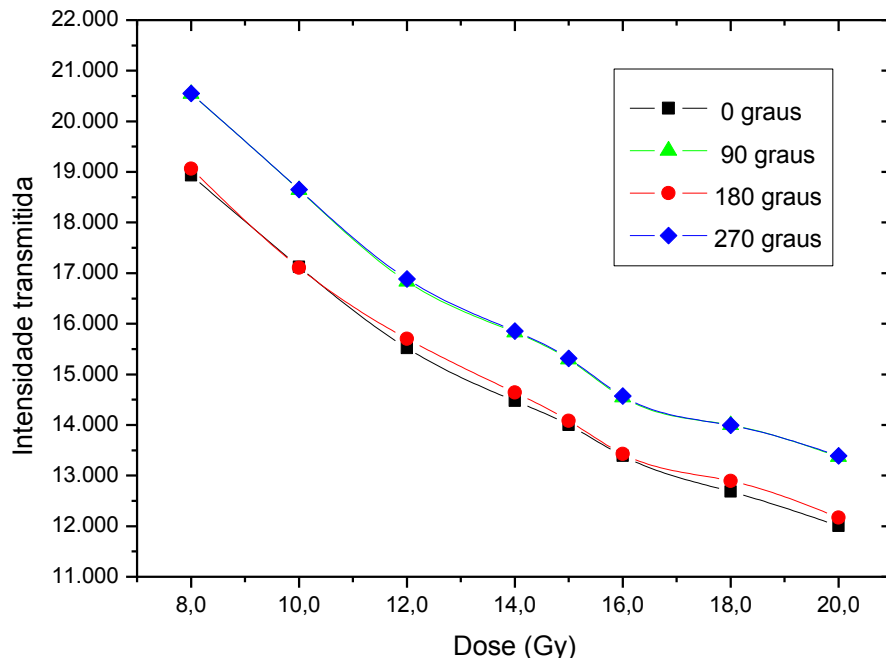


Fig. 4.21 – Curvas sensiométricas para o canal vermelho obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.

Curvas sensimétricas para o canal verde obtidas com diferentes ângulos de posicionamento do filme

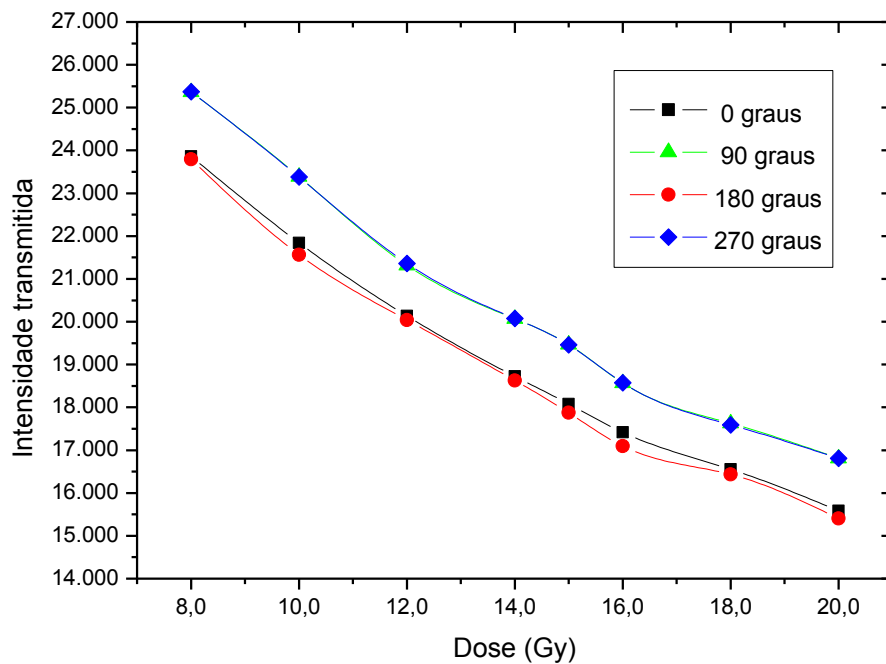


Fig. 4.22 – Curvas sensimétricas para o canal verde obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.

Curvas sensimétricas para o canal azul obtidas com diferentes ângulos de posicionamento do filme

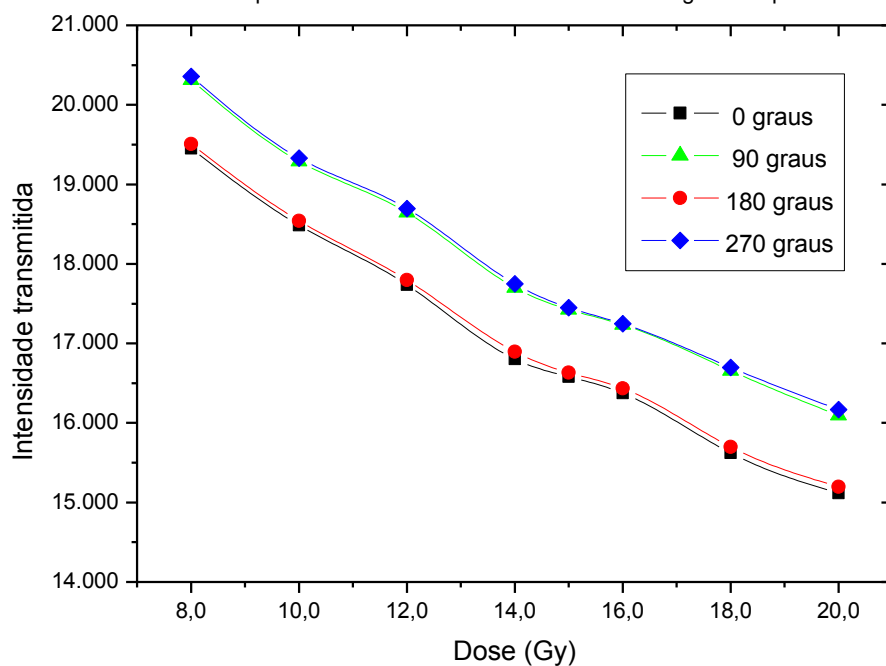


Fig. 4.23 – Curvas sensimétricas para o canal azul obtidas com ângulos de posicionamento do filme de 0, 90, 180 e 270 graus.

Para avaliação da semelhança dos conjuntos em cada orientação calculou-se, para cada dose a diferença (Δ) entre as intensidades transmitidas das duas curvas em “*portrait*” (0° e 180°) e entre as duas curvas em “*landscape*” (90° e 270°) (Equação 3.7).

$$\Delta (\%) = \frac{I_{180^\circ \text{ ou } 270^\circ, D} - I_{0^\circ \text{ ou } 90^\circ, D}}{I_{0^\circ \text{ ou } 90^\circ, D}} \times 100 \quad (3.7)$$

Os valores de diferença média são apresentados por canal na Tabela 4.10. Através destes resultados verifica-se a semelhança entre as curvas a 0° e 180° e a 90° e 270°, confirmando-se a repetição das orientações a cada 180°.

A título de exemplo apresenta-se também uma diferença média entre curvas com duas orientações de filme distintas (“*portrait*” e “*landscape*”), neste caso entre as curvas a 0° e 90°.

Tabela 4.10 – Diferença média referente a cada orientação, para os três canais.

Orientação	Diferença média (Δ) por canal (%)		
	Vermelho	Verde	Azul
“ <i>Portrait</i> ” (0° e 180°)	0,859	-0,929	0,403
“ <i>Landscape</i> ” (90° e 270°)	0,123	0,012	0,239
“ <i>Portrait</i> ” e “ <i>Landscape</i> ” (0° e 90°)	9,359	6,878	5,337

4.2.4. CURVAS SENSITOMÉTRICAS PARA OS CANAIS R, G E B

Tendo em conta a sua utilização futura, as curvas sensitométricas foram elaboradas com a maior precisão possível. Desta forma, através da folha de cálculo de dose (ver 2.4.) foi calculada a dose do dia para cada medida e calculada a dose em PMMA, recorrendo ao fator de escala entre materiais (ver 4.3.2.)

Na Tabela 4.11 apresentam-se os dados relativos às irradiações efetuadas para o cálculo das curvas sensitométricas, como pressão, temperatura, qualidade do feixe, fator da câmara de ionização $N_{d,w}$ e carga média para cálculo da dose do dia.

Tabela 4.11 – Dados das irradiações efetuadas para cálculo das curvas sensitométricas segundo orientação “portrait”.

Dose pretendida (Gy)	Pressão (hPa)	Temperatura (°C)	Carga média (nC)	Qualidade de feixe	$N_{d,w}$ (Gy/C)	Dose do dia (cGy/MU)
1,2,3,4,5,6,7,8	995,6	23,78	23,84	0,6578	$5,389 \times 10^7$	1,0054
10,15,20,25,30,35	1007,6	23,79	24,06			1,0026

Na Tabela 4.12 apresentam-se a dose pretendida, as unidades monitor debitadas, a dose calculada para água com aplicação da dose do dia e a dose em PMMA, calculada aplicando o fator de escala entre água e PMMA para a profundidade de 4,8 cm, correspondente a 1,0142.

Tabela 4.12 – Cálculo das doses utilizadas nas curvas sensitométricas.

Dose pretendida (Gy)	Unidades de monitor	Dose Água (Gy)	Dose PMMA (Gy)
1	115	1,008	0,994
2	230	2,015	1,987
3	344	3,014	2,972
4	459	4,022	3,966
5	574	5,029	4,959
6	689	6,037	5,953
7	803	7,036	6,938
8	918	8,044	7,931
10	1148	10,031	9,891
15	1721	15,038	14,827
20	2295	20,053	19,773
25	2869	25,068	24,718
30	3443	30,084	29,663
35	4016	35,090	34,600

Como referido anteriormente, a intensidade transmitida varia com a sua orientação, “portrait” ou “landscape”, sendo necessária consistência entre as medidas e a respetiva análise. Neste estudo optou-se por utilizar a orientação “portrait”.

Na Figura 4.24 apresentam-se as curvas referentes à digitalização após 24 horas da irradiação, com os valores de intensidade transmitida dos canais vermelho, verde e azul, corrigidos.

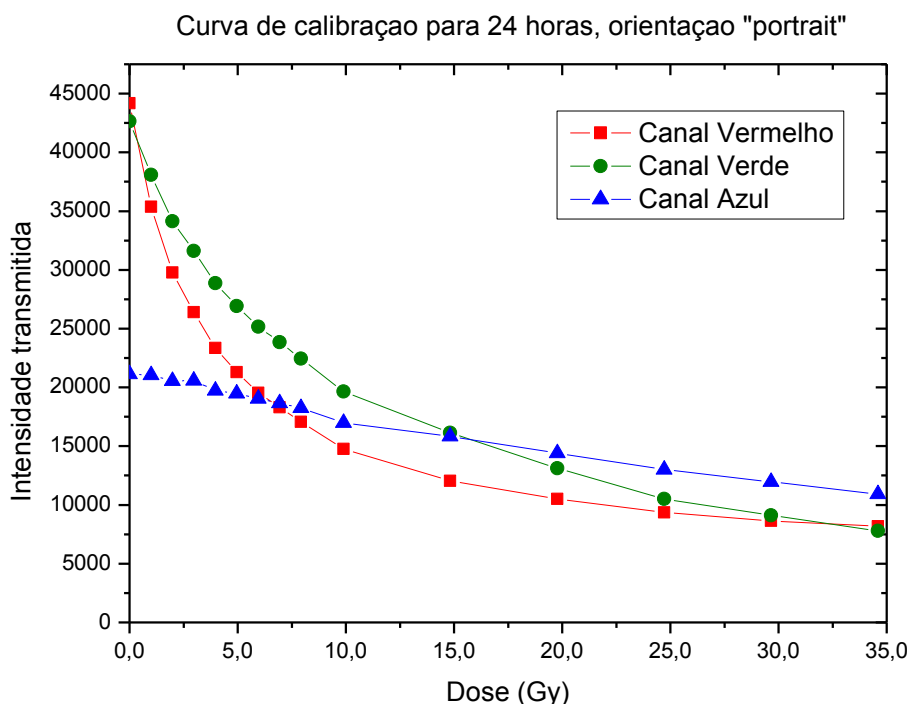


Fig. 4.24 – Curvas de calibração para 24 horas, para os três canais, com os filmes digitalizados em orientação "portrait".

4.2.5. RESPOSTA COM O TEMPO PÓS-IRRADIAÇÃO

A análise da resposta do filme com o tempo pós-irradiação foi testada através dos cálculos das diferenças entre a intensidade transmitida correspondente às 24 horas e a intensidade transmitida à hora analisada. O valor de intensidade transmitida obtido após 24 horas da irradiação foi usado como referência por garantir a estabilização do filme.

Na Figura 4.25 e Figura 4.26 apresentam-se as diferenças (Δ) entre as intensidades transmitidas obtidas após vários tempos (1, 2, 5, 10 e 20 horas) e 24 horas da irradiação, respectivamente, para o canal vermelho e verde. Como é possível verificar, na análise para o canal vermelho, excetuando para a dose de 0,994 Gy, existe uma diminuição da diferença com o aumentar das horas decorridas. Relativamente ao canal verde verifica-se o mesmo comportamento, com exceção para doses inferiores a 3 Gy e para a dose de 9,891 Gy.

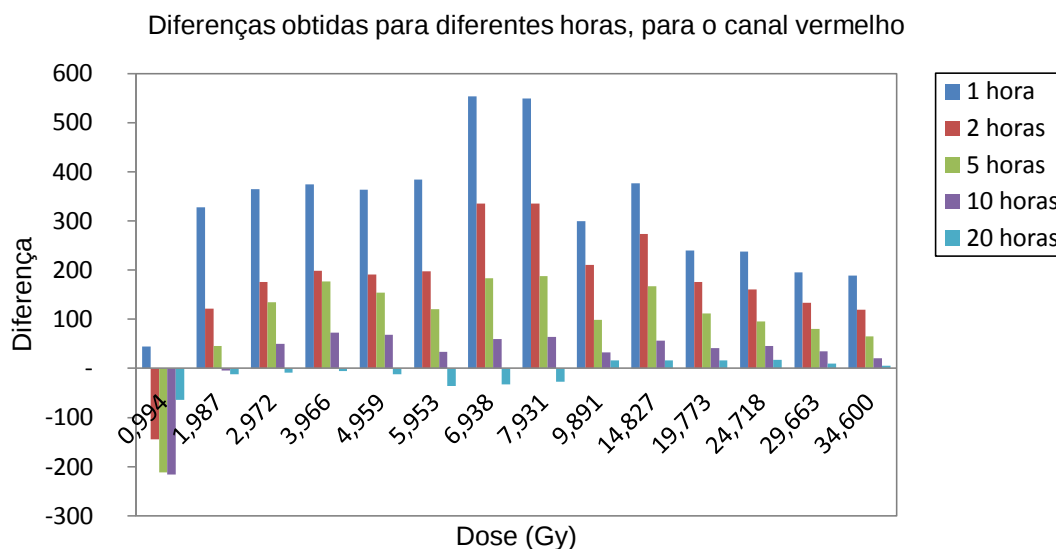


Fig. 4.25 – Diferença entre a intensidade transmitida obtida no canal vermelho para vários tempos e a intensidade transmitida obtida 24 horas decorridas entre a irradiação e digitalização.

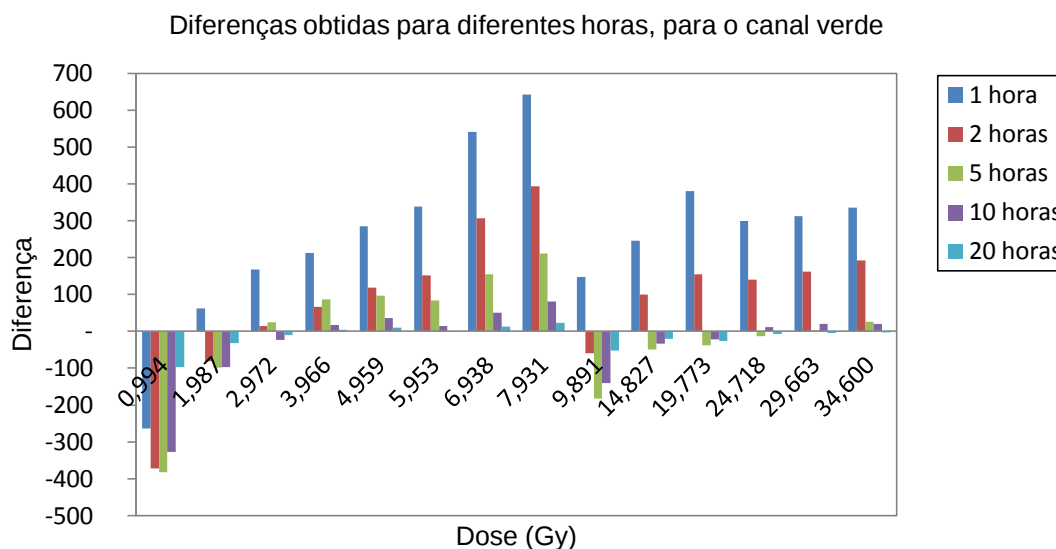


Fig. 4.26 – Diferença entre a intensidade transmitida obtida no canal verde para vários tempos e a intensidade transmitida obtida 24 horas decorridas entre a irradiação e digitalização.

A diferença face à intensidade transmitida correspondente às 24 horas ($\Delta(\%)$) foi calculada, sendo apresentada a sua média para cada tempo decorrido na Figura 4.27. Analisando os dados verifica-se, tal como nas figuras anteriores, uma tendência de diminuição deste valor com o avançar do tempo. No entanto, verifica-se que a partir da 18^a hora o valor de intensidade transmitida aumenta ligeiramente. O canal verde revela uma estabilização mais rápida que o vermelho, obtendo uma diferença menor

que 0,2% ao fim de 5 horas, enquanto que no canal vermelho este valor apenas é atingido ao final de 11 horas. Estes podem ser considerados tempos adequados para análise.

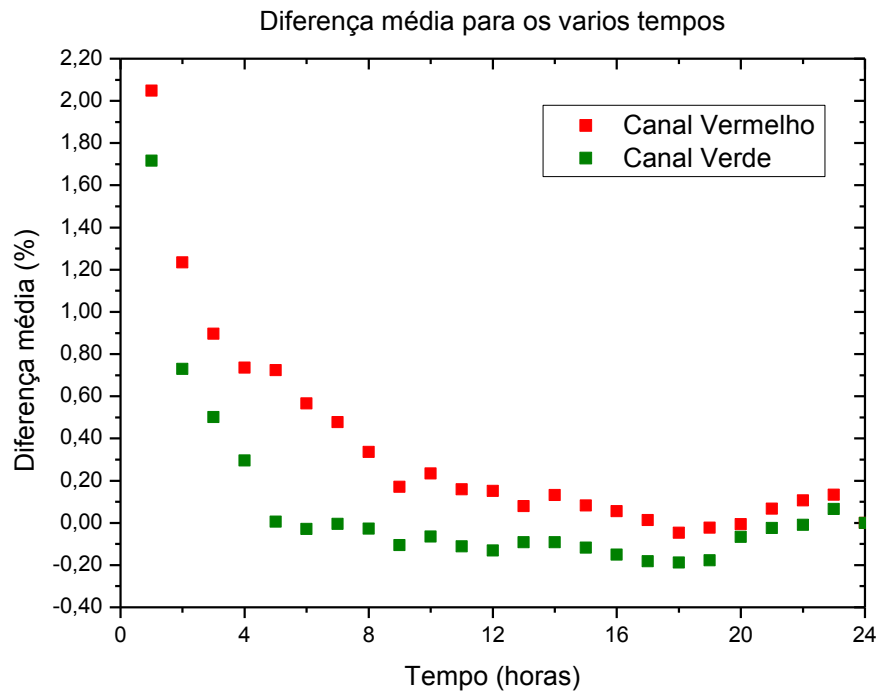


Fig. 4.27 – Diferença média ao longo do tempo, para os canais vermelho e verde.

4.2.6. ESTUDO DE UMA FUNÇÃO QUE REPRESENTA AS CURVAS SENSITOMÉTRICAS

As curvas sensitométricas obtidas anteriormente necessitam de uma função capaz de as representar. As funções estudadas foram numeradas de 1 a 3, sendo apresentadas seguidamente.

$$\text{Função 1: } y = y_0 + A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (3.11)$$

$$\text{Função 2: } y = A_1 e^{-(x-x_0)/t_1} + A_2 e^{-(x-x_0)/t_2} \quad (3.12)$$

$$\text{Função 3: } y = A_0 + A_1 x + A_2 x^2 + A_3 x^3 + A_4 x^4 + A_5 x^5 + A_6 x^6 \quad (3.13)$$

Neste estudo utilizaram-se os dados das curvas sensitométricas obtidos para os canais vermelho e verde, após 24 horas da irradiação. O canal azul não foi estudado devido a não apresentar uma evolução passível de ajuste.

Inicialmente estudou-se a aplicação da função 1 com o termo $y_0 = 0$, por este valor teoricamente corresponder à dose mínima possível. Na Tabela 4.13, Tabela 4.14 e Tabela 4.15 apresentam-se os valores dos coeficientes e respetivos erros (método dos mínimos quadrados) relativos às três funções.

Na Figura 4.28, Figura 4.29 e Figura 4.30 apresentam-se as curvas sensitométricas com aplicação das funções estudadas.

Tabela 4.13 – Coeficientes da função 1 com $y_0 = 0$ para os canais vermelho e verde.

Coeficiente	Canal vermelho		Canal verde	
	Valor	Erro	Valor	Erro
A_1	50	4	73	4
t_1	9185	381	9969	284
A_2	1903	736	22591	398232
t_2	1663	150	802	1496

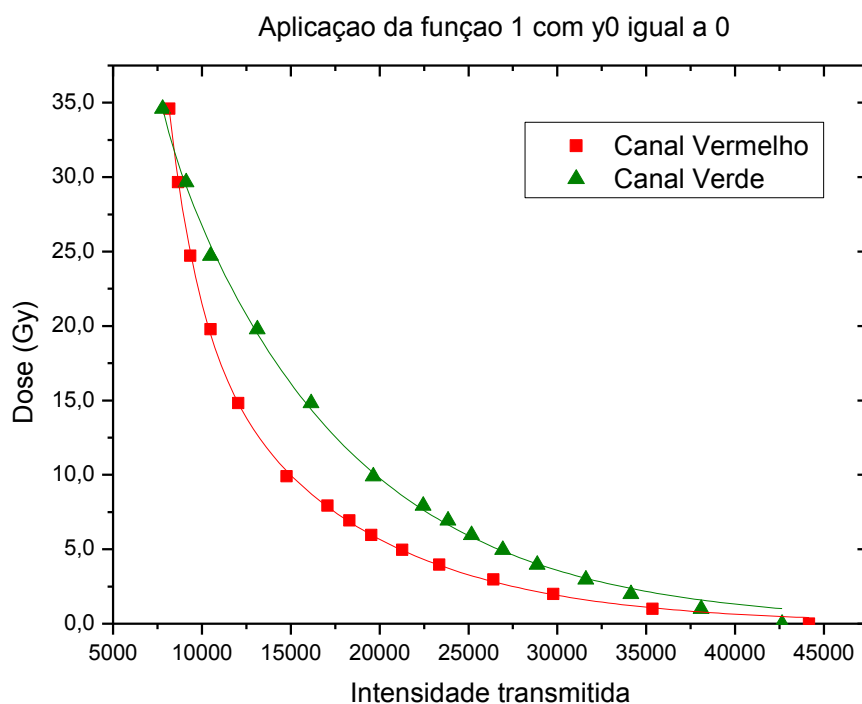


Fig. 4.28 – Aplicação da função 1 com $y_0 = 0$ para os canais vermelho e verde.

Tabela 4.14 – Coeficientes da função 2 para os canais vermelho e verde.

Coeficiente	Canal vermelho		Canal verde	
	Valor	Erro	Valor	Erro
A_1	15	$8,66 \times 10^6$	4	$3,72 \times 10^7$
t_1	1663	158	9788	7653
A_2	21	$2,13 \times 10^6$	30	$9,34 \times 10^6$
t_2	9185	339	9748	$3,33 \times 10^4$
x_0	8025	$9,37 \times 10^8$	7792	$1,30 \times 10^{10}$

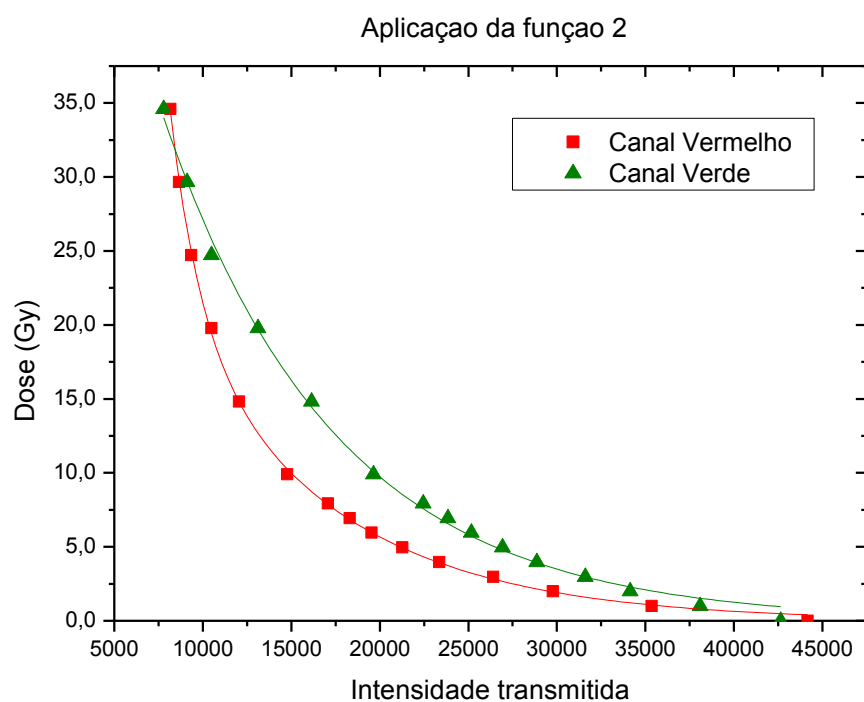


Fig. 4.29 – Aplicação da função 2 para os canais vermelho e verde.

Tabela 4.15 – Coeficientes da função 3 para os canais vermelho e verde.

Coeficiente	Canal vermelho		Canal verde	
	Valor	Erro	Valor	Erro
A_0	$2,87 \times 10^2$	$0,26 \times 10^2$	$1,11 \times 10^2$	$0,16 \times 10^2$
A_1	$6,85 \times 10^{-2}$	$0,85 \times 10^{-2}$	$1,84 \times 10^{-2}$	$0,52 \times 10^{-2}$
A_2	$7,04 \times 10^{-6}$	$1,09 \times 10^{-6}$	$1,62 \times 10^{-6}$	$0,65 \times 10^{-6}$
A_3	$-3,83 \times 10^{-10}$	$0,70 \times 10^{-10}$	$-8,35 \times 10^{-10}$	$0,41 \times 10^{-10}$
A_4	$1,15 \times 10^{-14}$	$0,24 \times 10^{-14}$	$2,45 \times 10^{-15}$	$1,34 \times 10^{-15}$
A_5	$-1,77 \times 10^{-19}$	$0,41 \times 10^{-19}$	$-3,75 \times 10^{-20}$	$2,24 \times 10^{-20}$
A_6	$1,11 \times 10^{-24}$	$0,28 \times 10^{-24}$	$2,34 \times 10^{-25}$	$1,49 \times 10^{-25}$

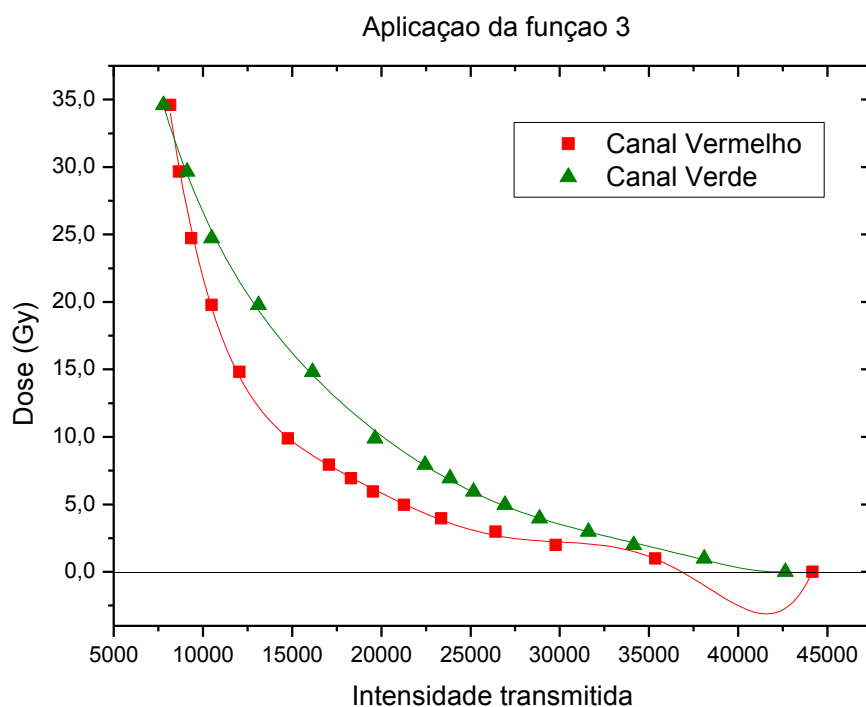


Fig. 4.30 – Aplicação da função 3 para os canais vermelho e verde.

A comparação entre a dose extrapolada e medida foi efetuada através do cálculo da diferença Δ (Equação 3.14), sendo os valores apresentados no Anexo 5.

$$\Delta (\%) = \frac{\text{dose extrapolada} - \text{dose medida}}{\text{dose medida}} \times 100 \quad (3.14)$$

Para finalizar este estudo, estudou-se a função 1 com um termo y_0 diferente de zero. Apesar deste valor teoricamente ser 0 (correspondente à dose mínima possível) a sua utilização poderá corresponder a uma diminuição significativa do valor de diferença. Aparentemente este valor afetará as doses baixas, sendo que como doses muito baixas serão ignoradas na análise *Gamma* (ver 2.3.), este estudo poderá possibilitar a utilização desta função. Na Tabela 4.16 apresentam-se os coeficientes obtidos para este estudo, tendo sido seguidamente calculada a diferença Δ . Na Figura 4.30 são visíveis as curvas sensitométricas com aplicação desta função.

Tabela 4.16 – Coeficientes da função 1 com $y_0 \neq 0$ para os canais vermelho e verde.

Coeficiente	Canal vermelho		Canal verde	
	Valor	Erro	Valor	Erro
A_1	42	5	63	4
t_1	10418	949	11815	757
A_2	1316	438	313	584
t_2	1843	168	1734	846
y_0	$-4,99 \times 10^{-1}$	$3,31 \times 10^{-1}$	$-15,6 \times 10^{-1}$	$4,65 \times 10^{-1}$

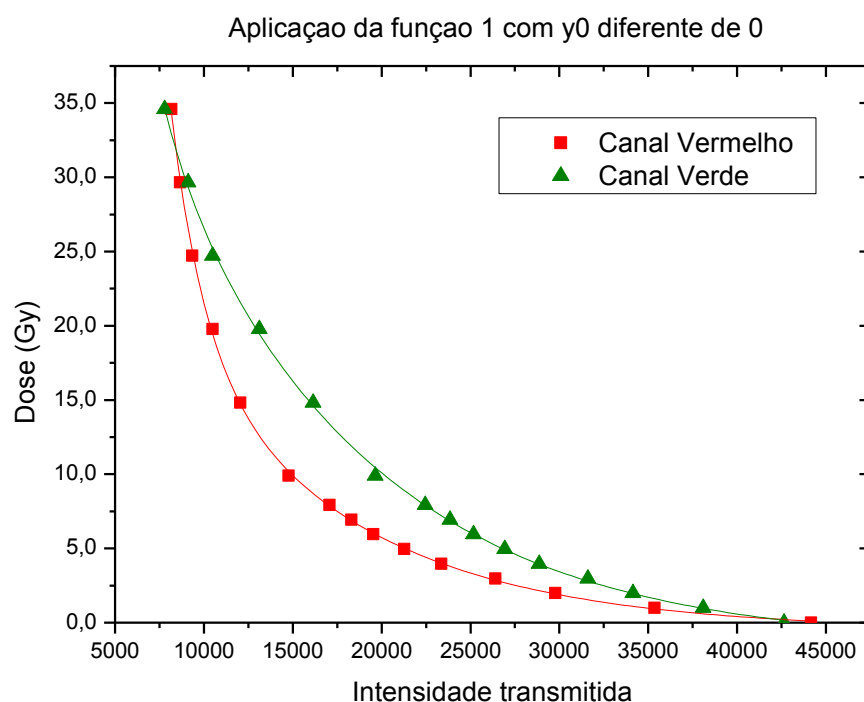


Fig. 4.31 – Aplicação da função 1 com $y_0 \neq 0$ para os canais vermelho e verde.

O resumo dos valores obtidos é apresentado na Tabela 4.17, sendo visíveis os valores de diferença média e diferença máxima para os dois canais analisados. Para o cálculo da diferença média utilizaram-se os módulos dos valores da diferença para cada dose.

A partir dos dados é possível verificar a validade da função 1 com $y_0 = 0$ para o canal vermelho, obtendo a função 2 valores iguais. Para ambas as funções foi obtida uma diferença média de 1,874%. Relativamente ao canal verde verifica-se uma maior validade da função 1 com $y_0 \neq 0$, obtendo uma diferença média de 1,838% e uma diferença máxima de -5,863%, não sendo as restantes funções aconselhadas para este canal.

Para finalizar a análise realça-se também a não validade da função polinomial (função 3) para ambos os canais, obtendo-se mesmo algumas doses negativas para o canal vermelho. Acrescenta-se também que a função 1 com $y_0 \neq 0$ é apenas útil para o canal verde, não revelando vantagem a adição do termo y_0 para o canal vermelho.

Tabela 4.17 – Diferença média e diferença máxima para os quatro estudos, nos canais vermelho e verde.

Função	Diferença média Δ (%) por canal		Diferença máxima Δ (%) por canal	
	Vermelho	Verde	Vermelho	Verde
1 com $y_0 = 0$	1,874	7,541	6,937	60,324
1 com $y_0 \neq 0$	1,956	1,838	-7,228	-5,863
2	1,874	7,032	6,937	53,334
3	3,084	4,112	14,786	-24,788

Tendo em conta os resultados, sempre que necessário, para representar a curva sensiométrica no canal vermelho será utilizada a função 1 com $y_0 = 0$. Apesar de terem sido obtidos os mesmos valores de diferença média e máxima que para a função 2, esta função apresenta menos um coeficiente, o que facilita o cálculo e diminui erros associados (como visível pela comparação dos erros presentes na Tabela 4.13 e Tabela 4.14).

Relativamente ao canal verde será utilizada a função 1 com $y_0 \neq 0$. O restante estudo será assim centrado no comportamento e características destas duas funções. Para um maior entendimento, estas podem ser decompostas em várias partes, referidas seguidamente. As partes 1 (Equação 4.1) e 2 (Equação 4.2) são comuns às duas funções analisadas.

$$\text{Parte 1} = A_1 e^{-x/t_1} \quad (4.1)$$

$$\text{Parte 2} = A_2 e^{-x/t_2} \quad (4.2)$$

$$\text{Curva final função canal vermelho} = A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (4.3)$$

$$\text{Parte 3} = y_0 \quad (4.4)$$

$$\text{Curva final função canal verde} = y_0 + A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (4.5)$$

A decomposição das curvas para o canal vermelho e verde é apresentada respectivamente na Figura 4.32 e Figura 4.33. Os dados utilizados correspondem a um tempo entre irradiação e digitalização de 24 horas. Como pode verificar-se, relativamente à curva para o canal vermelho, para doses inferiores a 10 Gy, apenas a parte 1 da curva contribui para a curva final. Em relação à curva para o canal verde, só a partir de doses de aproximadamente 25 Gy a parte 2 revela contribuição para a curva final.

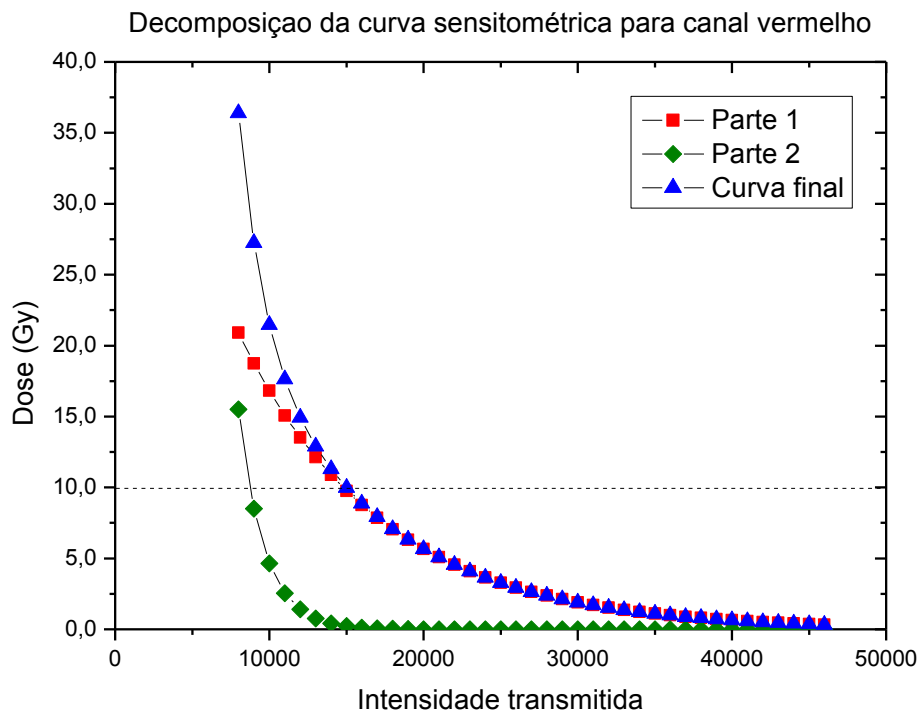


Fig. 4.32 – Decomposição da curva sensimétrica para o canal vermelho.

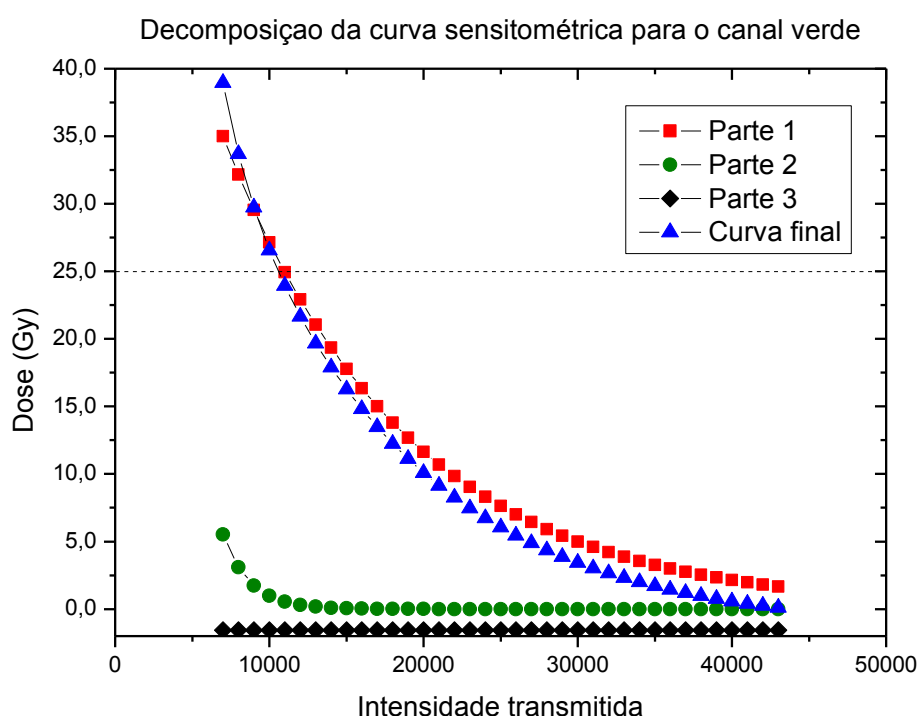


Fig. 4.33 – Decomposição da curva sensítométrica para o canal verde.

Na função para o canal vermelho, a soma dos valores de A_1 e A_2 corresponde à dose esperada para uma intensidade transmitida igual a 0. Na função para o canal verde, este valor é equivalente à soma de A_1 , A_2 e y_0 . No entanto, este valor nunca é atingido tendo em conta a saturação do filme. Analisando as figuras anteriores verifica-se também que os coeficientes t_1 e t_2 conferem a forma às respetivas partes da curva, sendo que um deles tem maior influência nas doses baixas e outro nas doses altas.

Na função para o canal vermelho, com o aumentar da intensidade transmitida a dose tende para 0, enquanto que na função para o canal verde a dose tenderá para o valor de y_0 . Para os valores de *background* do filme obtém-se para o canal vermelho, uma dose de 0,407 Gy e para o canal verde, uma dose de 0,154 Gy. Estas discrepâncias, ainda que significativas, teoricamente não serão relevantes para a análise *Gamma*, devido à não consideração dos pontos com menos de 10% da dose máxima.

Para estas duas funções foi também analisada a evolução dos seus coeficientes ao longo do tempo decorrido entre a irradiação e a digitalização. Na Figura 4.34 e Figura 4.35 apresentam-se os gráficos dos coeficientes A_1 , t_1 , A_2 , t_2 e y_0

em função do tempo decorrido. Com a análise dos dados verifica-se que não existe qualquer relação entre coeficientes, não sendo também possível utilizar funções para extrapolar os valores dos coeficientes a partir do tempo pretendido.

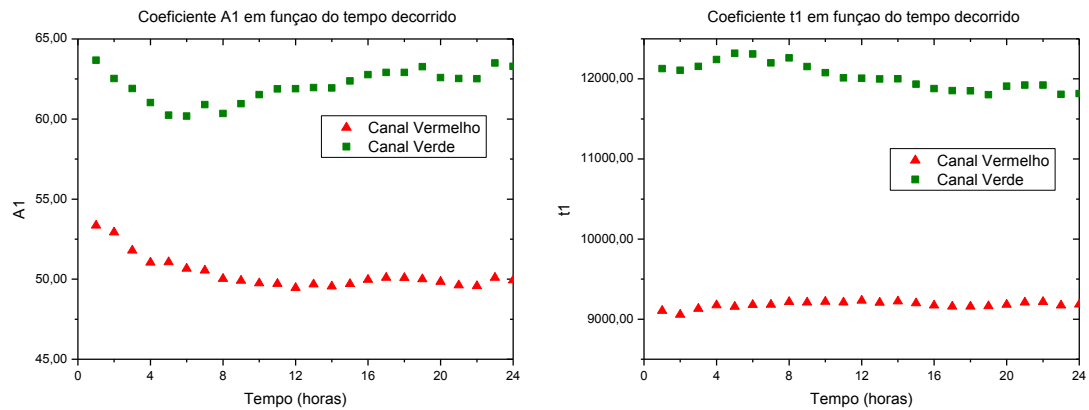


Fig. 4.34 – Coeficientes A_1 e t_1 em função do tempo decorrido para os canais analisados.

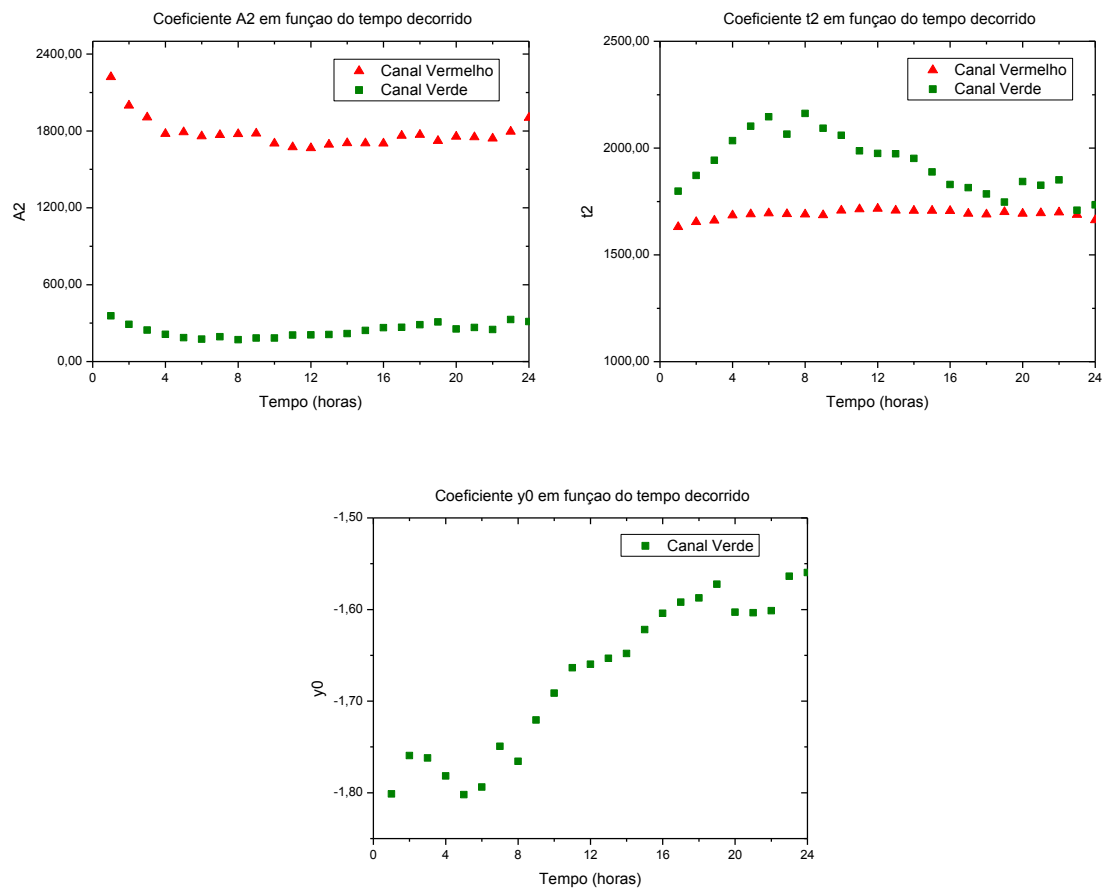


Fig. 4.35 – Coeficientes A_2 , t_2 e y_0 em função do tempo decorrido para os canais analisados.

4.3. CARATERIZAÇÃO DO FANTOMA

4.3.1. CÁLCULO DOS FATORES DE ESCALA

Para o cálculo dos fatores de escala efetuaram-se medições de carga a diferentes profundidades em água, PMMA e RW3. A partir da média da carga calcularam-se as doses (ver 2.4.). Na Tabela 4.18 apresentam-se os dados relativos aos parâmetros gerais das irradiações. Na Tabela 4.19 apresentam-se os valores de dose calculados para as profundidades estudadas, respetivamente em água, PMMA e RW3. A qualidade de feixe varia com o aparelho utilizado.

Tabela 4.18 – Dados das irradiações efetuadas para cálculo dos perfis de dose para cada material.

Material	Pressão (hPa)	Temperatura (°C)	Qualidade de feixe	N _{d,w} (Gy/C)
Água	999,8	22,7	0,6649	5,389 × 10 ⁷
PMMA	996,2	23,28	0,658	
RW3	996,5	23,23		

Tabela 4.19 – Cálculo de dose a diferentes profundidades em Água, PMMA e RW3.

Profundidade (cm)	Dose por material (Gy)		
	Água	PMMA	RW3
1,25	2,008	2,030	1,994
2,05	2,010	2,005	1,997
2,85	1,942	1,929	1,934
3,65	1,874	1,856	1,862
4,45	1,807	1,784	1,792
5,25	1,737	1,710	1,722
6,05	1,669	1,637	1,653
6,85	1,601	1,565	1,586

Na Figura 4.36 é visível o perfil de dose em profundidade para água, RW3 e PMMA. Através desta figura é possível verificar a semelhança entre as curvas de água e RW3, existindo uma diferença de dose máxima de 0,017 Gy verificada à

profundidade de 6,05 cm. Verifica-se também a existência de um ponto de cruzamento entre os perfis para água e PMMA. É também possível verificar que os pontos de dose máxima da água e da RW3 situam-se entre 1 e 2 cm e o ponto de dose máxima do PMMA não é registado, situando-se antes dos outros dois materiais.

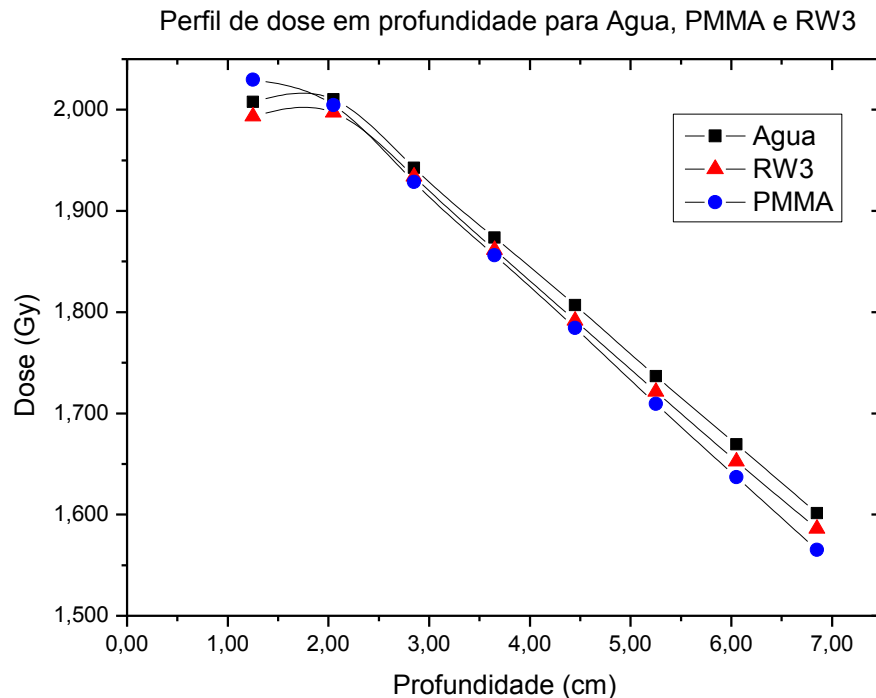


Fig. 4.36 – Perfil de dose em profundidade para os materiais.

Através das doses calculadas anteriormente, calcularam-se os fatores de escala de dose, direto e cruzado, entre água e PMMA, para as várias profundidades (Tabela 4.20). A comparação entre os dois fatores foi efetuada através do cálculo da diferença Δ (Equação 3.17), também apresentado na tabela.

$$\Delta (\%) = \frac{\text{fator cruzado} - \text{fator direto}}{\text{fator direto}} \times 100 \quad (3.17)$$

Na Figura 4.37 é visível o gráfico dos fatores de escala direto e cruzado em função da profundidade. A cor vermelha encontra-se a linha de tendência referente ao fator de escala direto e a cor preta encontra-se a linha de tendência referente ao fator de escala cruzado. Nestas, ignorou-se o ponto à profundidade 1,25 cm por corresponder a uma zona muito à superfície e sujeita a erros.

Tabela 4.20 – Fatores de escala de dose direto e cruzado entre água e PMMA para várias profundidades.

Profundidade (cm)	Fator Água/PMMA direto	Fator Água/PMMA cruzado	Δ (%)
1,25	0,989	0,990	0,030
2,05	1,003	1,004	0,100
2,85	1,007	1,011	0,397
3,65	1,009	1,011	0,198
4,45	1,013	1,013	0,000
5,25	1,016	1,016	0,000
6,05	1,020	1,018	-0,196
6,85	1,023	1,023	0,000

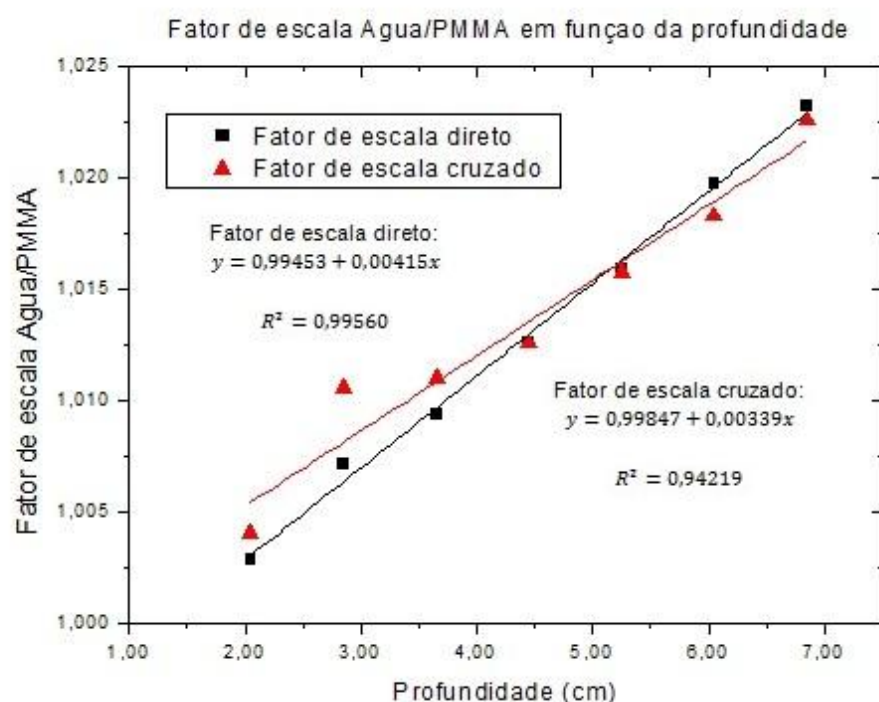


Fig. 4.37 – Fatores de escala de dose direto e cruzado entre água e PMMA em função da profundidade.

Através da Figura 4.36 e da Tabela 4.20 verifica-se que o comportamento entre ambos os fatores é semelhante, embora com diferenças ligeiras a profundidades menores que 4 cm e à profundidade de 6,05 cm. A sua diferença máxima é de 0,004, correspondendo a 0,397% do fator direto. As diferenças verificadas atestam a utilização do fator calculado. Através do valor de R^2 das equações de reta verifica-se um comportamento mais linear para o fator direto. Tendo em conta a maior linearidade e menor número de cálculos efetuados, o fator direto será utilizado ao longo da dissertação.

4.3.2. PLANEAMENTO EM FANTOMA

Efetuaram-se duas irradiações: uma em água sólida e outra utilizando o fantoma esférico, para averiguar a necessidade de correções ao nível da atenuação (HUs) da tomografia computadorizada.

A dose em RW3, relativa aos 5 Gy teóricos em água, foi obtida utilizando a Equação 4.6.

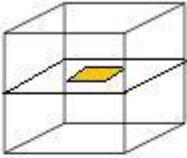
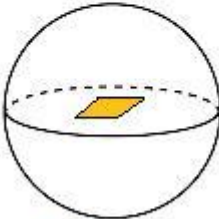
$$D_{RW3} = \frac{\text{Dose em Água}}{\text{Fator de escala Água/RW3}} \quad (4.6)$$

$$D_{RW3} = \frac{5,000}{1,011} = 4,946 \text{ Gy}$$

Após a digitalização obtiveram-se para ambas as amostras, os valores de intensidade transmitida no canal vermelho. A partir destes valores e utilizando a Equação 3.18 calculou-se a dose no fantoma. As doses teóricas, as doses calculadas e as intensidades transmitidas obtidas são apresentadas na Tabela 4.21.

$$D_{fantoma} = \frac{D_{RW3}}{I_{fantoma}} \times I_{RW3} \quad (3.18)$$

Tabela 4.21 – Doses teóricas, doses calculadas e intensidade transmitida obtida para cada procedimento.

Procedimento	Dose teórica (Gy)	Dose calculada (Gy)	Intensidade transmitida
 RW3	5,000	4,946	21228
 Fantoma	5,062	5,040	20834

A comparação entre os valores de dose teórica e calculada para o fantoma foi efetuada através do cálculo da diferença Δ (Equação 4.7).

$$\Delta (\%) = \frac{Dose\ calculada_{fantoma} - Dose\ teórica_{fantoma}}{Dose\ teórica_{fantoma}} \times 100$$

$$\Delta (\%) = \frac{5,040 - 5,062}{5,062} \times 100 = -0,435\%$$

A diferença de -0,435% na dose implica que os HUs do fantoma devem ser aumentados por forma a baixar ligeiramente a dose obtida para a película na zona central. Assim, os HUs do fantoma foram alterados para 190, valor para o qual se obtém no TPS a dose de 5,040 Gy.

4.4. VALIDAÇÃO DO FANTOMA E MÉTODO DE ANÁLISE, PARA CONTROLO DA QUALIDADE

4.4.1. DESENVOLVIMENTO E TESTE DA ROTINA **MATLAB®** PARA APLICAÇÃO DO ÍNDICE **GAMMA**

O teste da rotina **MATLAB®** para aplicação do índice *Gamma* foi efetuado recorrendo a imagens propositadamente elaboradas para o efeito (ver 3.4.1.). Obtiveram-se os valores do índice *Gamma* para o critério 3%, 3 mm. Na Tabela 4.22 apresentam-se os resultados obtidos para cada teste, com indicação dos *pixéis* de valor índice *Gamma* diferente de zero.

Tabela 4.22 – Registo das imagens testadas, com a indicação dos *pixéis* de valor índice *Gamma* diferente de zero.

Grupo de Teste	Imagem referência	Imagem a avaliar	Pixel (linha;coluna)	Índice Gamma
1º	A	B	(6;6)	0,333333
			(6;7)	0,333333
		C	(6;6)	0,666667
			(6;8)	0,333333
		D	(6;6)	1,000000
			(6;9)	0,333333
		E	(6;6)	1,333333
			(6;10)	0,333333
2º		G	(5;7)	0,333333
			(6;6)	0,471405
		H	(4;8)	0,333333
			(6;6)	0,942809
		I	(3;9)	0,333333
			(6;6)	1,414214
J		(2;10)	0,333333	
		(6;6)	1,885618	
3º	L	(6;6)	0,333333	
	M		0,666667	
	N		1,000000	
	O		1,333333	

Todos os valores de índice *Gamma* obtidos correspondem aos valores esperados, o que atesta a operacionalidade da rotina *MATLAB*® desenvolvida. Seguidamente apresenta-se um exemplo de cálculo analítico do índice *Gamma*.

Exemplo de cálculo do índice *Gamma*, para imagem referência A e imagem a avaliar D:

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \} \forall \{ \vec{r}_e \}, \quad (1.17)$$

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (1.18)$$

Para a posição (6;6), posição central onde na imagem referência se encontra o *pixel* saturado, o mínimo valor de índice *Gamma* encontra-se a 3 posições.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \} \forall \{ \vec{r}_e \} = \sqrt{\frac{3,00^2}{3,00^2}} = 1,00$$

Para a posição (6;9), posição onde na imagem a avaliar se encontra o *pixel* saturado, o mínimo valor de índice *Gamma* encontra-se a 1 posição.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \} \forall \{ \vec{r}_e \} = \sqrt{\frac{1,00^2}{3,00^2}} = 0,333$$

4.4.2. APLICAÇÃO E VALIDAÇÃO DA ROTINA PARA TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

Para estudar a validade do fantoma utilizaram-se 14 planos de tratamento de doentes na técnica de Radioterapia Estereotáxica (SBRT), tanto convencional como de IMRT/VMAT.

Irradiaram-se nas condições dos planos de tratamento as amostras de filme nos planos coronal e/ou sagital do fantoma. As imagens do sistema de planeamento e as imagens provenientes da digitalização foram exportadas, sendo depois inseridas na rotina *MATLAB*® (Anexo 4). Foi analisado o índice *Gamma*, com os critérios $D = 3\%$ e $\Delta d = 3 \text{ mm}$ (3%, 3 mm) e $\Delta D = 5\%$ e $\Delta d = 5 \text{ mm}$ (5%, 5 mm), para as imagens

referentes aos dois planos ortogonais. O plano de tratamento foi aceite quando mais de 95% dos pontos analisados passaram o critério $\gamma \leq 1$.

Na Figura 4.38 e Figura 4.39 apresentam-se a título de exemplo, as imagens referentes ao doente 1 para o plano coronal e sagital. Em cima à esquerda, a imagem após inversão da imagem proveniente da digitalização; em cima ao centro, a imagem após aplicação da curva sensitométrica (e exclusão da zona de corte, no caso do plano sagital); em cima à direita, a imagem exportada do sistema de planeamento; em baixo à esquerda a imagem do índice *Gamma* calculado com o critério (3%, 3 mm); e em baixo à direita a imagem com o critério (5%, 5 mm). Nas imagens representativas do índice *Gamma*, os pixéis a preto são referentes a pontos aprovados e os pixéis a branco são referentes a pontos reprovados (alto valor *Gamma*).

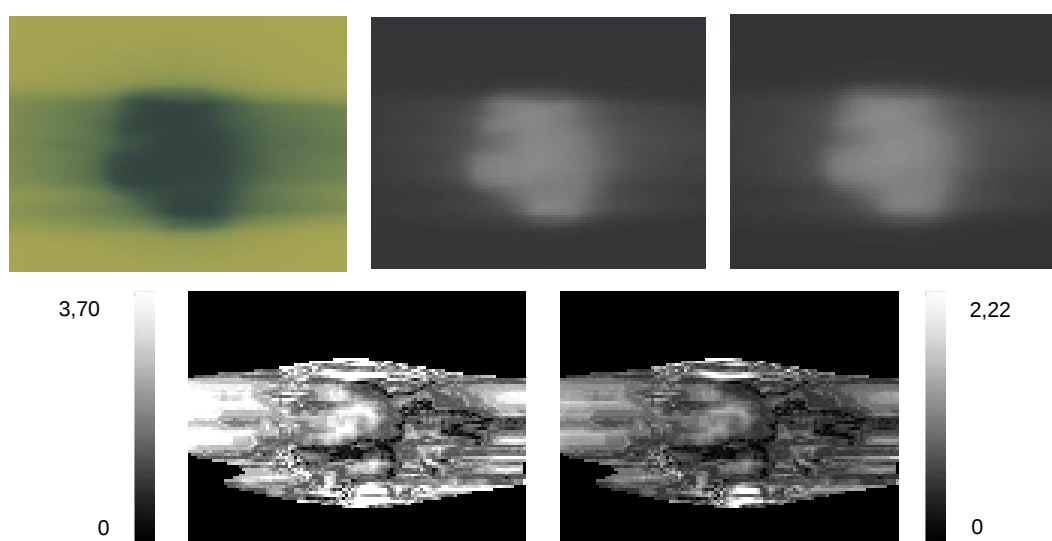


Fig. 4.38 – Imagens analisadas para o tratamento 1, plano coronal. Em cima e da esquerda para a direita, imagem invertida obtida após a digitalização, imagem após aplicação da curva sensitométrica e imagem proveniente do TPS. Em baixo, imagens representativas do índice *Gamma* para os critérios (3%, 3 mm) e (5%, 5 mm).

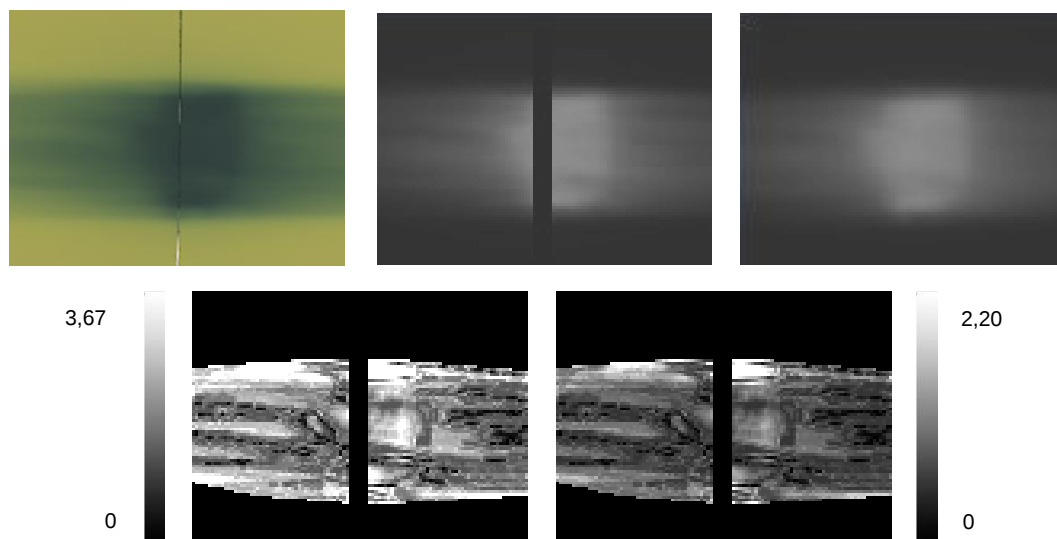


Fig. 4.39 – Imagens analisadas para o tratamento 1, plano sagital. Em cima e da esquerda para a direita, imagem invertida obtida após a digitalização, imagem após aplicação da curva sensitométrica (e com exclusão da zona de corte) e imagem proveniente do TPS. Em baixo, imagens representativas do índice Gamma para os critérios (3%, 3 mm) e (5%, 5 mm).

Foram analisados os resultados obtidos com os dois critérios, para os canais vermelho e verde. As curvas sensitométricas utilizadas foram calculadas em 4.2.6. Na Tabela 4.23 e Tabela 4.24 apresentam-se respetivamente os resultados obtidos para os planos coronal e sagital. Os valores a vermelho correspondem a planos reprovados e os valores a verde a planos aprovados.

Tabela 4.23 – Percentagem de pontos aprovados por canal no plano coronal.

Tratamento	Percentagem de pontos aprovados por canal (%)			
	Canal Vermelho		Canal Verde	
	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)
1	91,55	98,95	89,26	98,77
2	74,40	96,71	81,25	95,06
3	88,18	98,65	88,66	97,64
4	92,85	98,25	92,57	98,42
5	72,50	95,93	68,79	92,29
6	72,82	97,08	71,22	96,66
7	83,85	97,10	77,89	91,08
8	91,02	98,28	84,67	98,33

Tabela 4.23 (continuação) – Percentagem de pontos aprovados por canal no plano coronal.

Tratamento	Percentagem de pontos aprovados por canal (%)			
	Canal Vermelho		Canal Verde	
	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)
9	85,74	98,71	67,05	96,73
10	92,78	97,98	86,85	98,06
11	82,14	98,04	90,80	98,42
12	88,64	98,36	75,45	97,36
13	71,34	98,50	76,64	98,22
14	86,42	96,42	79,74	96,38

Tabela 4.24 – Percentagem de pontos aprovados por canal no plano sagital.

Tratamento	Percentagem de pontos aprovados por canal (%)			
	Canal Vermelho		Canal Verde	
	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)	(3%, 3 mm)	(5%, 5mm)
1	91,47	98,08	90,96	98,31
2	85,99	98,01	88,55	97,79
3	88,09	98,72	89,36	98,48
5	84,93	98,01	78,33	97,71
6	73,22	95,46	75,45	91,04
7	87,85	99,12	87,21	96,27
8	91,71	97,79	85,85	97,85
9	81,77	97,90	69,57	96,67
10	85,95	96,94	78,93	96,17
11	85,53	97,21	90,05	98,52
12	89,80	98,23	82,24	98,35
13	60,86	95,37	76,86	97,10
14	86,10	96,35	78,13	94,83

Através dos resultados obtidos verifica-se que a maioria dos tratamentos foi aprovada com o critério (5%, 5 mm), não obtendo aprovação com o critério (3%, 3 mm). Este facto pode-se dever à dificuldade em se obter funções que representem as curvas sensitométricas do filme numa gama de dose tão alargada. A não aprovação do plano coronal para os tratamentos 5 e 7 e do plano sagital para os tratamentos 6 e 14, no canal verde, pode justificar-se devido a erros de colocação/posicionamento do filme no fantoma. Este procedimento necessita de otimização futura.

5. CONCLUSÕES

A presente dissertação teve como objetivo principal a validação do fantoma e método de análise 3D para controlo da qualidade em Radioterapia Estereotáxica. Para este objetivo foram estudadas as principais propriedades do digitalizador *EPSON® Expression 10000XL* e do filme radiossensível *Gafchromic® EBT3* e desenvolvido um fantoma que permite a irradiação destas películas em condições de controlo da qualidade de tratamentos.

A caracterização do digitalizador permite concluir a existência de não uniformidades nas direções paralela e perpendicular à direção de digitalização. Estas são maiores na direção perpendicular, sendo o mecanismo de funcionamento dos detetores responsável por esta diferença ao propagar sinal nesta direção. Esta propagação é maior quando existem no digitalizador zonas livres, levando à saturação de sinal. Devido a este fator, a utilização de uma *frame* de colocação da(s) amostra(s) é essencial. A medição deve ser efetuada com uma *frame* que permita colocar as amostras na zona central do digitalizador ou ao longo da linha central, sendo possível corrigir as não uniformidades nesta direção através da aplicação de correções para cada posição da *frame* utilizada.

Para otimizar o processo de digitalização, outras características foram estudadas, concluindo-se que a focagem e resolução não são relevantes. Diversos métodos de obtenção de imagem foram também avaliados, concluindo-se que o aquecimento da lâmpada do digitalizador e a aplicação da média de 4 digitalizações são procedimentos importantes, tornando as medidas reproduzíveis e diminuindo o ruído na imagem resultante.

O estudo do filme permite compreender a sua sensibilidade à exposição à luz ambiente, sendo o canal vermelho o mais afetado. A existência de simetria e de duas orientações variando entre si 90° (“*portrait*” e “*landscape*”) foi confirmada.

A avaliação da intensidade transmitida em função do tempo pós-irradiação permite concluir a existência de um tempo de estabilização do filme. O canal verde estabiliza mais rapidamente, obtendo-se um valor médio de diferença face às 24 horas menor que 0,2% ao fim de 5 horas. No canal vermelho este valor é alcançado ao final de 11 horas. Para minimização de erros, a digitalização das amostras é apenas aconselhada após estes tempos.

Para utilização das curvas sensitométricas nos canais vermelho e verde, na gama de dose de interesse para Radioterapia Estereotáxica (até 35 Gy) as funções

exponenciais revelam-se as funções extrapoladoras mais fiáveis. Embora estas funções revelem discrepâncias significativas nas baixas doses, a exclusão da análise *Gamma* dos pontos com dose inferior a 10% da dose máxima atenua este efeito. As funções polinomiais não são aconselhadas para simular o comportamento ao longo de grandes gamas de dose. O canal azul não foi estudado por não ser passível de ajuste.

O método de análise 3D de dose com filme radiossensível para controlo da qualidade de tratamentos de radioterapia estereotóxica baseou-se na aplicação do índice *Gamma* nos planos coronal e sagital do fantoma utilizado. Os planos de tratamento foram testados nos canais vermelho e verde, com os critérios (3%, 3 mm) e (5%, 5 mm) obtendo-se na maioria dos tratamentos, aprovação em mais de 95% dos pontos com o segundo critério. A reprovação no primeiro critério é justificada pela necessidade de obter uma função de extrapolação mais adequada para a gama de doses utilizada ou da aplicação simultânea de funções para o canal vermelho (baixas doses) e para o canal verde (doses altas). O posicionamento e colocação das amostras no fantoma justifica as reprovações registadas, necessitando este procedimento de ser otimizado.

Como trabalho futuro aconselha-se a análise de mais planos de tratamento para confirmação da validade do método para controlo da qualidade de tratamentos, de radioterapia estereotóxica, bem como a otimização do processo de posicionamento dos filmes no fantoma e da análise através de funções de extrapolação mais consistentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Organização Mundial de Saúde – Mortality and Morbidity: Cancer [Em linha]. [Consult. 16 Jul. 2014]. Disponível na WWW: <URL: http://www.who.int/gho/ncd/mortality_morbidity/cancer_text/en/>.
- (2) Organização Mundial de Saúde – Chapter 1 Burden: Mortality, morbidity and risk factors [Em linha]. [Consult. 16 Jul. 2014]. Disponível na WWW: <URL:http://www.who.int/nmh/publications/ncd_report_chapter1.pdf>.
- (3) CHAIR, Azam Niroomand-Rad [et al.] – Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Medical Physics. ISSN 1-888340-20-7. 25:11 (1998) 2093:2115.
- (4) Gafchromic EBT3, Scan Handling Guide. Advanced Materials. 2012.
- (5) Gafchromic EBT2, Film for a contemporary RT environment. Advanced Materials. 2010.
- (6) LAWRENCE, Theodore S. ; TEN HAKEN, Randall K. ; GIACCIA, Amato – Principles of Radiation Oncology. In DEVITA Vincent T. ; LAWRENCE Theodore S. ; ROSENBERG Steven A., eds. – Cancer: Principles and Practice of Oncology. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2008. ISBN 0-7817-7207-9.
- (7) TRAVIS, Elizabeth L. – Primer of Medical Radiobiology. United States of America : Year Book Medical Publishers, 1989. ISBN 0-8151-8837-4.
- (8) ORTON, Colin G. – Width of the therapeutic window: what is the optimal dose-per-fraction for high dose rate cervix cancer brachytherapy? International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. United States of America. 31:4 (1995) 1011-1013.
- (9) PODGORSK, Ervin B. – Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students. Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005. ISBN 92-0-107304-6.
- (10) Radiation Biology: A HandBook for Teachers and Students. Vienna : International Atomic Energy Agency, 2010. ISSN 1018-5518.
- (11) National Cancer Institute – Radiation Therapy for Cancer [Em linha]. Atual. 30 Jun. 2010. [Consult. 12 Dez. 2013]. Disponível na WWW: <URL: <http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/radiation>>.
- (12) Cancer Research UK – About external radiotherapy [Em linha]. [Consult. 16 Jan. 2014]. Disponível na WWW: <URL: <http://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/cancers-in-general/treatment/radiotherapy/external/about-external-radiotherapy>>.
- (13) Radiation Therapy Principles. United States of America : American Cancer Society, 2013.

- (14) KHAN, Faiz M. – The Physics of Radiation Therapy. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2003. ISBN 0-7817-3065-1.
- (15) TAYLOR, A. ; POWELL M. E. – Intensity-modulated radiotherapy - what is it?. Cancer Imaging. 4:2 (2004) 68-73.
- (16) ROSA, A. – Curso de Oncologia de Mama para Estudantes de Medicina, Princípios de Radioterapia.
- (17) GASPAR, L. E. ; DING M. – A review of intensity-modulated radiation therapy. Current Oncology Reports. 4:10 (2008) 294-299.
- (18) HONG, T. [et al.] – Intensity modulated radiation therapy: emerging cancer treatment technology. British Journal of Cancer. 92:10 (2005) 1919-1824.
- (19) RODRIGUES, Rui P. – Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde [Em linha]. [Consult. 16 Jul. 2014]. Disponível na WWW: <URL: <http://pt.slideshare.net/yuri61/mestrado-em-radioterapia>>.
- (20) KAVANAGH, Brian D. ; TIMMERMAN, Robert D. – Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: An overview of technical considerations and clinical applications. Hematology/Oncology Clinics of North America. ISSN 0889-8588. 20:1 (2006) 87-95.
- (21) CHIN, Lawrence S. [et al.] – Acute complications following gamma knife radiosurgery are rare. Surg Neurol. 53:5 (2000) 498-502.
- (22) STAFFORD, S. L. [et al.] – Meningioma radiosurgery: tumor control, outcomes, and complications among 190 consecutive patients. Neurosurgery. 49:5 (2001) 1029-1037.
- (23) CHO, Der-Yang [et al.] – Socioeconomic costs of open surgery and gamma knife radiosurgery of benign cranial base tumors. Neurosurgery. 58:5 (2006) 866-873.
- (24) Biomedical Engineering – Linear Accelerator (LINAC) [Em linha]. [Consult. 20 Jan. 2014]. Disponível na WWW: <URL:<http://bmeng.blogspot.pt/2009/07/linear-accelerator-linac.html>>.
- (25) Quality Assurance in Radiation Dosimetry: Achievements and Trends. International Atomic Energy Agency. 2009.
- (26) GOITEN, Michael – Radiation Oncology: A Physicist's Eye View. New York : Springer, 2007. ISBN 0-3877-2644-6.
- (27) ATTIX, Frank H. – Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Weinheim : Wiley-Vch, 2004. ISBN 0-471-01146-0.
- (28) Direct Scientific – Validity of Dosimetry Data [Em linha]. [Consult. 16 Jul. 2014]. Disponível na WWW: <URL: http://www.drct.com/dss/INSTRUMENTATION/ptw/ptw_ionization_chambers.htm>.

- (29) HEGGIE, J. C. P. ; LIDDELL, N. A. ; MAHER, K. P. – Applied Imaging Technology. Melbourne : St Vicent's Hospital Melbourne, 2001. ISBN 1-8752713-3-3.
- (30) HALPERIN, Edward C. ; PEREZ, Carlos A. ; BRADY, Luther W. – Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2007. ISBN 0-7817-6369-1.
- (31) MAYLES, Philip ; NAHUM, Alan E. ; ROSENWALD, Jean-Claude – Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. United States of America : Taylor and Francis, 2007. ISBN 0-7503-0860-5.
- (32) BORCA, Valeria C. [et al.] – Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 14:2 (2013) 158-171.
- (33) CARRASCO, M. A. [et al.] – A comparison between radiochromic EBT2 film model and its predecessor EBT film model. Phys. Med. 4:29 (2013) 412-422.
- (34) REINHARDT, S. [et al.] – Comparasion of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams. Phys. Med. 8:39 (2012) 5257-5262.
- (35) BUTSON, M. J. ; CHEUNG, T. ; YU, P. K. N. – Absorbance spectra variations of EBT radiochromic film for radiation exposure. Phys. Med. Biol. 50 (2005) 135-140.
- (36) JAYARAMAN, Subramania ; LANZL, Lawrence H. – Clinical Radiotherapy Physics. Berlin : Springer (2004) ISBN 3-540-40284-5.
- (37) DEVIC, S. [et al.] – Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. Phys. Med. 32 (2005) 2245-2253.
- (38) CHEN, S. K. ; CHIANG, T. C.; TAIWAN, T. – Digitising of radiographs with a roller type CCD scanner. Elsevier. 83:6 (1997) 719-724.
- (39) HASEGAWA, Bruce H. – The physics of medical x-ray imaging. Med. Phys. Publishing Company (1991) ISBN 0-944-83823-5.
- (40) FERREIRA, B. C. ; LOPES, M. C. ; CAPELA, M. – Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. Phys. Med. Biol. 54 (2009) 1073-1085.
- (41) FELBER, P. – Charge-Coupled Devices. Illinois Institute of Technology, 2002.
- (42) SCHMID, M. – CCD charge transfer animation.
- (43) MARTISIKOVA, M. ; ACKERMANN, B. ; JAKEL, O. – Analysis of uncertainties in Gafchromic EBT film dosimetry of photon beams. Phys. Med. Biol. 53:24 (2008) 7013-7027.

- (44) WINSLOW, James F. [et al.] – Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 10:3 (2009) 195-204.
- (45) Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice, Technical Reports series No. 277. International Atomic Energy Agency. Vienna. (1987).
- (46) The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams: An international code of practice for dosimetry, Technical Reports series No. 381. International Atomic Energy Agency. Vienna. (1997).
- (47) PTW – MP3 Phantom Tank [Em linha]. [Consult. 20 Fev. 2014]. Disponível na WWW: http://www.ptw.de/mp3_phantom_tank.html.
- (48) Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, Technical Reports series No. 398. International Atomic Energy Agency. Vienna. (2000).
- (49) FUJITA, Y. [et al.] – Depth Scaling of Solid Phantom for Intensity Modulated Radiotherapy Beams. J. Radiat. Res. 51 (2010) 707-713.
- (50) LOW, D. A. [et al.] – A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med. Phys. 5:25 (1998) 656-661.
- (51) PODER, J. ; CORDE, S. – I-125 Ropes eye plaque dosimetry: Validation of a commercial 3D ophthalmic brachytherapy treatment planning system and independent dose calculation software with Gafchromic EBT3 films. University of Wollongong, 2013.
- (52) HARPER, C. ; PETRIE, E. – Plastics Materials and Processes. New Jersey : John Wiley & Sons, 2003. ISBN 0-471-4603-9.
- (53) RW3 Slab Phantom Instruction Manual. PTW. 2011.

ANEXO 1 – CURVA DE DOSE EM PROFUNDIDADE PARA ÁGUA

Tabela A.1 – Dose em percentagem ao longo da profundidade, para água, para energia 6 MV.

Profundidade (cm)	Dose (%)	Profundidade (cm)	Dose (%)	Profundidade (cm)	Dose (%)
0	52,10	5,5	84,20	18	42,00
0,15	54,80	6	82,10	18,5	40,90
0,3	59,50	6,5	80,10	19	39,80
0,45	75,30	7	78,00	19,5	38,60
0,6	85,40	7,5	75,80	20	37,50
0,75	91,50	8	73,90	20,5	36,50
0,9	95,30	8,5	72,00	21	35,40
1,05	97,80	9	70,00	21,5	34,40
1,2	99,20	9,5	68,20	22	33,50
1,35	99,70	10	66,30	22,5	32,60
1,5	100,00	10,5	64,50	23	31,60
1,65	100,00	11	62,80	23,5	30,60
1,8	99,70	11,5	61,00	24	29,90
1,95	99,10	12	59,30	24,5	29,10
2,1	98,50	12,5	57,60	25	28,30
2,25	98,00	13	56,10	25,5	27,50
2,4	97,30	13,5	54,40	26	26,60
2,55	97,00	14	52,80	26,5	25,90
2,7	96,40	14,5	51,50	27	25,20
2,85	95,70	15	49,90	27,5	24,40
3	95,00	15,5	48,50	28	23,80
3,5	92,80	16	47,30	28,5	23,10
4	90,50	16,5	45,80	29	22,50
4,5	88,50	17	44,50	29,5	21,90
5	86,50	17,5	43,30	30	21,20

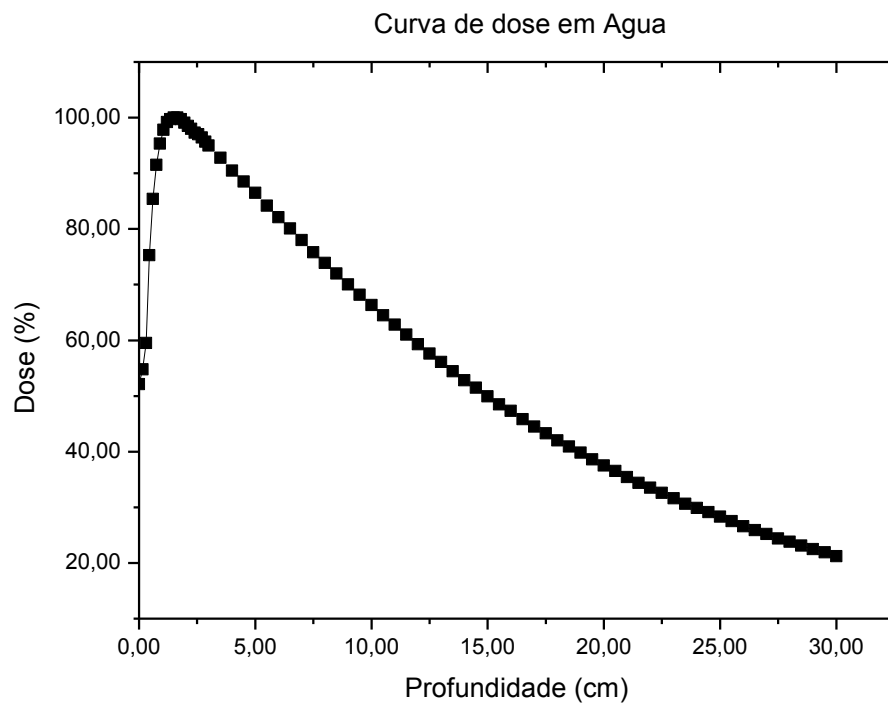


Fig. A.1 – Curva de dose (%) em função da profundidade, para energia 6 MV em água.

Exemplo de cálculo das unidades monitor a debitar:

À profundidade de 4,8 cm e utilizando os pontos à profundidade 4,5 e 5 cm:

$$y = -4x + 106,5$$

$$y = -4 \times 4,8 + 106,5 = 87,3\%$$

1 MU corresponde a 0,00873 Gy

A dose pretendida corresponderá a:

$$Dose(MU) = \frac{Dose(Gy)}{0,00873}$$

ANEXO 2 – ROTINA MATLAB® PARA CÁLCULO DE INTENSIDADE MÉDIA

- Frame 1:

```

n=1; %variável número inicial da imagem
i=1; %variável para controlo do número dos ficheiros texto a criar

%coordenadas iniciais
xmin=856;
xmax=941;
ymin=187;
ymax=272;

%paragem quando ymin>=696
while ymin<696
n=1;

%número dos ficheiro texto a criar
a=3*i-2; %Para canal vermelho
b=3*i-1; %Para canal verde
c=3*i; %Para canal azul

%Cada orificio tem um ficheiro para cada canal. Esta rotina origina
assim 20x3=60 ficheiros
fid = fopen(['res',num2str(a),'.txt'],'wt')
fid1 = fopen(['res',num2str(b),'.txt'],'wt')
fid2 = fopen(['res',num2str(c),'.txt'],'wt')

%paragem quando xmin<=291
while xmin>291
a=3*i-2;
b=3*i-1;
c=3*i;

fid = fopen(['res',num2str(a),'.txt'],'wt')
fid1 = fopen(['res',num2str(b),'.txt'],'wt')
fid2 = fopen(['res',num2str(c),'.txt'],'wt')

n=1;

for n=1:74

%Nome da imagem "Sem título-n" pode ser alterado
FI=(['Sem título-',num2str(n),'.tif']);
I=imread(FI);

%Corte da zona a analisar
I2=imcrop(I,[xmin,ymin,xmax-xmin,ymax-ymin]);

%Intensidade transmitida média no canal vermelho
IOLint=I2(:,:,1);
mediaR=mean2(IOLint);
%Intensidade transmitida média no canal verde
IOLint=I2(:,:,2);
mediaG=mean2(IOLint);
%Intensidade transmitida média no canal azul

```

```

IOLint=I2(:, :, 3);
mediaB=mean2(IOLint);

fprintf(fid, '%f\n', mediaR)
fprintf(fid1, '%f\n', mediaG)
fprintf(fid2, '%f\n', mediaB)

end

fclose(fid);
fclose(fid1);
fclose(fid2);

%Análise do proximo orificio
i=i+1;
%Próximas coordenadas x
xmin=xmin-141;
xmax=xmax-141;

end

%Próximas coordenadas y, coordenadas x voltam ao inicial
ymin=ymin+141;
ymax=ymax+141;
xmin=856;
xmax=941;

end

• Frame 2:

n=1; %variável número inicial da imagem
i=1; %variável para controlo do número dos ficheiros texto a criar

%coordenadas iniciais
xmin=1037;
xmax=1122;
ymin=398;
ymax=483;

%paragem quando xmin<=30
while xmin>30

n=1;

%número dos ficheiro texto a criar
a=3*i-2; %Para canal vermelho
b=3*i-1; %Para canal verde
c=3*i; %Para canal azul

%Cada orificio tem um ficheiro para cada canal. Esta rotina origina
assim 8x3=24 ficheiros
fid = fopen(['res', num2str(a), '.txt'], 'wt')
fid1 = fopen(['res', num2str(b), '.txt'], 'wt')
fid2 = fopen(['res', num2str(c), '.txt'], 'wt')

```

```

for n=1:5

%Nome da imagem "Sem título-n" pode ser alterado
FI=(['Sem título-',num2str(n),'.tif']);
I=imread(FI);

%Corte da zona a analisar
I2=imcrop(I,[xmin,ymin,xmax-xmin,ymax-ymin]);

%Intensidade transmitida média no canal vermelho
IOLint=I2(:,:,1);
mediaR=mean2(IOLint);
%Intensidade transmitida média no canal verde
IOLint=I2(:,:,2);
mediaG=mean2(IOLint);
%Intensidade transmitida média no canal azul
IOLint=I2(:,:,3);
mediaB=mean2(IOLint);

fprintf(fid,'%f\n',mediaR)
fprintf(fid1,'%f\n',mediaG)
fprintf(fid2,'%f\n',mediaB)

end

fclose(fid);
fclose(fid1);
fclose(fid2);

%Análise do próximo orifício
i=i+1;
%Próximas coordenadas
xmin=xmin-141;
xmax=xmax-141;

end

    • Frame 3:

n=1; %variável número inicial da imagem
i=1; %variável para controlo do número dos ficheiros texto a criar

%coordenadas do orifício
xmin=539;
xmax=621;
ymin=403;
ymax=485;

%número dos ficheiro texto a criar
a=3*i-2; %Para canal vermelho
b=3*i-1; %Para canal verde
c=3*i; %Para canal azul

%O orifício tem um ficheiro para cada canal. Esta rotina origina assim
3 ficheiros
fid = fopen(['res',num2str(a),'.txt'],'wt')

```

```
fid1 = fopen(['res', num2str(b), '.txt'], 'wt')
fid2 = fopen(['res', num2str(c), '.txt'], 'wt')

for n=1:5

    %Nome da imagem "Sem título-n" pode ser alterado
    FI=(['Sem título-', num2str(n), '.tif']);
    I=imread(FI);

    %Corte da zona a analisar
    I2=imcrop(I, [xmin, ymin, xmax-xmin, ymax-ymin]);

    %Intensidade transmitida média no canal vermelho
    IOLint=I2(:,:,1);
    R=mean2(IOLint);
    %Intensidade transmitida média no canal verde
    IOLint=I2(:,:,2);
    G=mean2(IOLint);
    %Intensidade transmitida média no canal azul
    IOLint=I2(:,:,3);
    B=mean2(IOLint);

    fprintf(fid, '%f\n', R)
    fprintf(fid1, '%f\n', G)
    fprintf(fid2, '%f\n', B)

end

fclose(fid);
fclose(fid1);
fclose(fid2);
```

ANEXO 3 – FOLHA DE CÁLCULO “TRS-398 HE PHOTONS”

Apresenta-se seguidamente um exemplo de cálculo de dose absorvida em água, tratando-se neste caso de uma dose do dia. Os espaços a amarelo são preenchíveis, sendo os azuis de cálculo automático.

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam					
User:			Date:		
1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination					
Accelerator:			Nominal Acc Potential:	6	MV
Nominal dose rate:	600,0	MU min ⁻¹	Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$)	0,658	
Reference phantom:	water		Set up:	☒ SSD	☐ SAD
Reference field size:	100	cm x cm	Reference distance:	10	cm
Reference depth z_{ref} :	10,0	g cm ⁻²			
2. Ionization chamber and electrometer					
Ion. chamber model	PTW 30006 / 30013		Serial No.:		
Chamber wall material:	PMMA	thickness:	0,057	g cm ⁻²	
Waterproof sleeve material:		thickness:		g cm ⁻²	
Phantom window material:		thickness:		g cm ⁻²	
Abs. dose-to-water calibration factor ^a N_{D,w,Q_0}			0,05389 ☒ Gy/nC ☐ Gy/rdg		
Calibration quality Q_0 : ☒ Co-60 ☐ photon beam			Calibration depth: g cm ⁻²		
If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:					
Reference conditions for calibration					
P_0 :	101,3	kPa	T_0 :	20,0	°C
			Rel. humidity:	50	%
Polarizing potential V_f :			V		
Calibration polarity:			☒ +ve ☐ -ve ☒ corrected for polarity effect		
User polarity:			☒ +ve ☐ -ve		
Calibration laboratory:			Date:		
Electrometer model:			Serial no.:		
Calib. separately from chamber: ☒ yes ☐ no			Range setting:		
If yes Calibration laboratory:			Date:		

3. Dosimetry reading^b and correction for influence quantitiesUncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity:

24,13

☒ nC☐ rdg

Corresponding accelerator monitor units:

200

MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:

 $M_1 = 0,1207$ ☒ nC/MU☐ rdg/MU

(i) P: 100,2 kPa T: 24,3 °C Rel. humidity: 50 %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,026$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : 1,0110 ☐ nC/rdg ☒ dimensionless(iii) Polarity correction^d rdg at $+V_1$ $M_+ = 24,87$ rdg at $-V_1$ $M_- = 24,86$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 1,000$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = 400 V V_2 (reduced) = 100 VReadings at each^e V: $M_1 = 24,87$ $M_2 = 24,7$ Beam type: ☒ pulsed ☐ pulsed-scannedVoltage ratio $V_1 / V_2 = 4,0000$ Ratio of read. $M_1 / M_2 = 1,007$ $a_0 = 1,0220$ $a_1 = -0,3632$ $a_2 = 0,3413$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,002^{f,g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,2538E-01$$

☒ nC / MU☐ rdg / MU**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}** Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} = 0,9930$ taken from ☒ Table 14 ☐ Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 6,7093E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max} Depth of dose maximum: $z_{max} =$ g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 100 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}) 10,0 \text{ g cm}^{-2} = 66,26 \%$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 1,0126E-02 \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at z_{ref} for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}) 10,0 \text{ g cm}^{-2} =$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \text{Gy / MU}$$

ANEXO 4 – ROTINA MATLAB® PARA APLICAÇÃO DO ÍNDICE GAMMA

```

clear all;

B0='Imagem.dcm';
C0='Imagem.tif';
DTA=5;
dosed=0.05;
h=50;

%h é o n° de pixels a analisar dose (h/2xh/2)
%dosed é o critério de dose em decimal (não percentagem!)
%DTA é o critério de posição

%ficheiro de texto para onde vão os dados
fid = fopen('gammalocal.txt','wt');

DTA=double(DTA^2);

B1=dicomread(B0); %referência

C1=imread(C0); %a avaliar

[NL3,NC3,NB3]=size(B1);
[NL2,NC2,NB2]=size(C1);

%Alinhamento e redimensionamento da imagem referência
B2=imcrop(B1, [(round((NC3-(NC2/2.83))/2))+1) ((round((NL3-(NL2/2.83))/2))+1) (NC3-(round(NC3-(NC2/2.83)))-1) (NL3-(round(NL3-(NL2/2.83)))-1)]);

[NL2,NC2,NB2]=size(B2);

info = dicominfo(B0);
B2=double(B2)*double(info.DoseGridScaling); %%Para ir buscar valor de
normalização à dose: info.DoseGridScaling

%Dose máxima na imagem referência
maximoB2=max(max(B2(:)))

size1=size(B2);

C1=imresize(C1,[NL2 NC2]);

C2=zeros (size1);

for m=1:NL2
for n=1:NC2

%Curva sensitométrica canal vermelho
a=49.93927*exp(-(double(C1(m,n,1)))/9185.15224)+1902.8707*exp(-(double(C1(m,n,1)))/1663.00583);
C2(m,n)=a;

```

```

Curva sensitométrica canal verde
b=-1.55964+63.28465*exp(-
((double(C1(m,n,2))))/11815.07096)+312.59134*exp(-
((double(C1(m,n,2))))/1733.82179);
C2(m,n)=b;

end
end

imshow(C2);

%Dose máxima na imagem a analisar
maximoR=max(max(C2(:)))

size2=size(C2);

B6=zeros (size1);
ignorados=0;

%Ciclo para ignorar pontos com menos de 10% da dose
for f=1:NL2
for g=1:NC2
if C2(f,g)<=0.10*maximoB2
ignorados=ignorados+1;
else
B6(f,g)=1;
end
end
end

figure;
imshow(B2);

minimo=10000;
chumbados=0;

if size1 == size2

G=zeros (size1); % matriz output
Ga=zeros (size1);

for i = 1 : NL2

xmin=1;
xmax=h;

if and (i>h/2, i<=NL2-h/2)
ymin=i+1-h/2;
ymax=i+h/2;
elseif i<=h/2
ymin=1;
ymax=h;
else
ymin=NL2-h;
ymax=NL2;

```

```

end

for j = 1 : NC2

dose = double(dosed) * double(B2(i,j));
dose = dose^2;

for k = ymin : ymax
for l = xmin : xmax

r2 = double(( i - k ))^2 + double((j - l))^2; %distance (radius)
squared

d2 = (double(B2(i,j)) - double(C2(k,l)))^2; %difference squared

%Se o valor da variável dose fosse zero o programa "crasharia" no
cálculo de Ga
if dose==0
dose=0.00001;
end
Ga( k , l ) = (sqrt(r2/DTA + d2/dose));

if Ga(k,l) < minimo
minimo=Ga(k,l);
end
end
end

%Indice Gamma G
G( i , j )=minimo;
fprintf(fid, '%f\n',G(i,j));

if and (G(i,j)>1, C2(i,j)>0.10*maximoB2)
chumbados=chumbados+1;
end

minimo=10000;

if and (j>h/2, j<=NC2-h/2)
xmin=j+1-h/2;
xmax=j+h/2;
elseif j<=h/2
xmin=1;
xmax=h;
else
xmin=NC2-h;
xmax=NC2;
end

end
end

%Percentagem de pontos aprovados: último valor do ficheiro de texto
percentagem=(1-(chumbados/(NL2*NC2-ignorados)))*100;
fprintf(fid, '%f\n',percentagem);

```

```
%G1 é imagem representativa do Índice Gamma
G1=[NL2,NC2];

for i=1:NL2
for j=1:NC2
G1(i,j)=G(i,j)*B6(i,j);
end
end

figure;
imshow(G1)
imwrite(G1,'image.tif');

else
fprintf('Erro. As matrizes A1 e A2 não têm as mesmas dimensões! \n');
end

fclose(fid);
```

ANEXO 5 – TABELAS REFERENTES AO ESTUDO DAS FUNÇÕES REPRESENTATIVAS DAS CURVAS SENSITOMÉTRICAS

A comparação entre a dose medida e extrapolada foi efetuada através do cálculo da diferença Δ , correspondendo este valor à subtração entre o valor da dose medida e da dose extrapolada. Nas tabelas seguintes apresentam-se respetivamente, os valores de intensidade transmitida, dose medida, dose extrapolada, diferença Δ e diferença Δ (%) (Equação 3.14), para os canais vermelho e verde, para cada uma das funções estudadas.

$$\Delta (\%) = \frac{\text{dose extrapolada} - \text{dose medida}}{\text{dose medida}} \times 100 \quad (3.14)$$

Tabela A.2 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 1 com $y_0 = 0$ para o canal vermelho.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
44168	0	0,407	0,407	-
35365	0,994	1,062	0,069	6,937
29778	1,987	1,952	-0,035	-1,765
26402	2,972	2,819	-0,153	-5,141
23361	3,966	3,927	-0,039	-0,980
21282	4,959	4,928	-0,031	-0,630
19530	5,953	5,972	0,019	0,326
18298	6,938	6,843	-0,094	-1,358
17073	7,931	7,850	-0,081	-1,024
14760	9,891	10,279	0,388	3,927
12042	14,827	14,825	-0,002	-0,016
10500	19,773	19,367	-0,406	-2,054
9356	24,718	24,892	0,174	0,705
8655	29,663	29,915	0,252	0,849
8178	34,600	34,419	-0,181	-0,523

Tabela A.3 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 1 $y_0 = 0$ para o canal verde.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
42641	0	1,009	1,009	-
38086	0,994	1,593	0,599	60,324
34138	1,987	2,367	0,380	19,119
31614	2,972	3,049	0,077	2,582
28861	3,966	4,019	0,053	1,340
26931	4,959	4,877	-0,082	-1,648
25168	5,953	5,821	-0,132	-2,216
23850	6,938	6,643	-0,294	-4,243
22452	7,931	7,643	-0,288	-3,630
19637	9,891	10,137	0,247	2,496
16144	14,827	14,392	-0,435	-2,936
13118	19,773	19,497	-0,276	-1,393
10498	24,718	25,403	0,685	2,770
9105	29,663	29,423	-0,240	-0,811
7792	34,600	34,624	0,024	0,068

Tabela A.4 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 2 para o canal vermelho.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
44168	0	0,407	0,407	-
35365	0,994	1,062	0,069	6,937
29778	1,987	1,952	-0,035	-1,765
26402	2,972	2,819	-0,153	-5,141
23361	3,966	3,927	-0,039	-0,980
21282	4,959	4,928	-0,031	-0,630
19530	5,953	5,972	0,019	0,326
18298	6,938	6,843	-0,094	-1,358
17073	7,931	7,850	-0,081	-1,024

Tabela A.4 (continuação) – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 2 para o canal vermelho.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
14760	9,891	10,279	0,388	3,927
12042	14,827	14,825	-0,002	-0,016
10500	19,773	19,367	-0,406	-2,054
9356	24,718	24,892	0,174	0,705
8655	29,663	29,915	0,252	0,849
8178	34,600	34,419	-0,181	-0,523

Tabela A.5 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 2 para o canal verde.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
42641	0	0,955	0,955	-
38086	0,994	1,523	0,530	53,334
34138	1,987	2,284	0,297	14,925
31614	2,972	2,958	-0,014	-0,475
28861	3,966	3,923	-0,043	-1,080
26931	4,959	4,781	-0,178	-3,586
25168	5,953	5,728	-0,224	-3,768
23850	6,938	6,557	-0,381	-5,488
22452	7,931	7,567	-0,364	-4,587
19637	9,891	10,099	0,209	2,112
16144	14,827	14,449	-0,378	-2,550
13118	19,773	19,704	-0,068	-0,346
10498	24,718	25,777	1,059	4,284
9105	29,663	29,734	0,070	0,237
7792	34,600	34,019	-0,581	-1,680

Tabela A.6 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 3 para o canal vermelho.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
44168	0	0,085	0,085	-
35365	0,994	1,008	0,015	1,470
29778	1,987	2,281	0,294	14,786
26402	2,972	2,747	-0,225	-7,576
23361	3,966	3,888	-0,078	-1,963
21282	4,959	5,057	0,098	1,969
19530	5,953	6,185	0,233	3,909
18298	6,938	7,026	0,088	1,274
17073	7,931	7,912	-0,019	-0,239
14760	9,891	9,971	0,081	0,817
12042	14,827	14,501	-0,327	-2,203
10500	19,773	19,530	-0,243	-1,229
9356	24,718	25,343	0,625	2,528
8655	29,663	30,118	0,455	1,532
8178	34,600	34,017	-0,583	-1,684

Tabela A.7 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 3 para o canal verde.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
42641	0	-0,142	-0,142	-
38086	0,994	0,747	-0,246	-24,788
34138	1,987	2,034	0,047	2,357
31614	2,972	2,843	-0,129	-4,329
28861	3,966	3,870	-0,096	-2,415
26931	4,959	4,780	-0,179	-3,603
25168	5,953	5,802	-0,151	-2,537
23850	6,938	6,699	-0,239	-3,439
22452	7,931	7,784	-0,147	-1,860
19637	9,891	10,397	0,506	5,116

Tabela A.7 (continuação) – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 3 para o canal verde.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
16144	14,827	14,534	-0,293	-1,977
13118	19,773	19,329	-0,444	-2,246
10498	24,718	25,214	0,496	2,008
9105	29,663	29,462	-0,201	-0,677
7792	34,600	34,525	-0,075	-0,216

Tabela A.8 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 1 com $y_0 \neq 0$ para o canal vermelho.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
44168	0	0,111	0,111	-
35365	0,994	0,922	-0,072	-7,228
29778	1,987	1,930	-0,057	-2,875
26402	2,972	2,860	-0,112	-3,767
23361	3,966	4,002	0,036	0,907
21282	4,959	5,004	0,044	0,896
19530	5,953	6,029	0,076	1,282
18298	6,938	6,875	-0,062	-0,899
17073	7,931	7,848	-0,083	-1,048
14760	9,891	10,205	0,314	3,178
12042	14,827	14,740	-0,088	-0,592
10500	19,773	19,365	-0,407	-2,060
9356	24,718	24,959	0,241	0,975
8655	29,663	29,957	0,294	0,990
8178	34,600	34,364	-0,236	-0,682

Tabela A.9 – Comparação entre dose medida e dose extrapolada através da função 1 com $y_0 \neq 0$ para o canal verde.

Intensidade transmitida	Dose medida (Gy)	Dose extrapolada (Gy)	Diferença Δ (Gy)	Diferença Δ (%)
42641	0	0,154	0,154	-
38086	0,994	0,960	-0,033	-3,368
34138	1,987	1,960	-0,027	-1,370
31614	2,972	2,798	-0,174	-5,863
28861	3,966	3,941	-0,024	-0,610
26931	4,959	4,918	-0,041	-0,834
25168	5,953	5,960	0,007	0,123
23850	6,938	6,847	-0,090	-1,303
22452	7,931	7,903	-0,028	-0,349
19637	9,891	10,452	0,562	5,681
16144	14,827	14,608	-0,219	-1,479
13118	19,773	19,452	-0,321	-1,623
10498	24,718	25,200	0,482	1,949
9105	29,663	29,360	-0,303	-1,022
7792	34,600	34,657	0,057	0,165