

## *AGRADECIMENTOS*

A decisão sobre a escolha de um tema de projecto final de curso envolve sempre a questão da temática. O facto de poder aprofundar conhecimentos e ganhar muitos outros, numa área tão importante e actual quanto a Radioterapia, foi uma experiência gratificante para mim, não só a nível académico como pessoal. Por isto, devo esclarecer que foi um grande privilégio poder trabalhar, no serviço de Radioterapia, sob a orientação do Engenheiro Paulo Rachinhas, ao qual reconheço grande apoio, motivação, ensinamento e amizade. Reconheço, também, a disponibilidade e amizade da Professora Doutora Isabel Lopes, do Departamento de Física da Universidade de Coimbra.

Agradeço aos Engenheiros Paulo César e Filipa Vinagre, do serviço de Radioterapia, pela ajuda extra, apoio, ensinamento e amizade, e também, à Dra. Paula, Dra. Margarida e Dra. Ana, pela boa disposição, amizade e atenção. Reconheço e agradeço a amizade e simpatia das médicas internas do serviço, Dra. Rubina, Dra. Tânia e Dra. Sofia, e ainda, a todos os técnicos de radioterapia e pessoal auxiliar do serviço, pela amizade, atenção e, sobretudo, boa disposição no decorrer do meu trabalho. Reconheço, ainda, a importante ajuda dos técnicos da sala de moldes do serviço, na fase de construção e empacotamento dos filtros compensadores.

Ao nível da minha formação académica, quero expressar o meu agradecimento a todos os docentes do primeiro curso da licenciatura em Engenharia Biomédica, e em especial, ao Professor Doutor Miguel Morgado, pela sua dedicação e amizade a todos os finalistas deste curso.

A um nível mais pessoal, e sendo este trabalho o culminar de uma importante etapa da minha vida, não quero deixar de expressar o meu profundo reconhecimento a todas as pessoas importantes que me proporcionaram experiências enriquecedoras e uma formação superior. Aos meus pais, por isto tudo ser possível, pelo seu investimento e amor. Aos meus avós, tia e ao meu irmão pelo suporte, compreensão e amor. Aos meus colegas de curso, pela amizade e pelas experiências partilhadas ao longo deste percurso de 5 anos. Aos amigos Sara Andrade, Susana Vale, Ana Ferreira e Pedro Loureiro, pela forte amizade, compreensão, atenção e carinho dedicados.

Um grande abraço a todos,

## RESUMO

O presente trabalho insere-se no âmbito da disciplina de Projecto do 5º ano da licenciatura em Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra. Este foi desenvolvido no Serviço de Radioterapia dos Hospitais da Universidade de Coimbra, com a supervisão do Engenheiro Paulo Rachinhas.

Este trabalho tem como principal objectivo a realização de medidas de coeficientes de atenuação efectivos e a sua implementação no sistema de planeamento clínico **CadPlan**.

O presente trabalho é constituído por cinco capítulos. No primeiro, desenvolve-se uma introdução ao trabalho, analisando o problema do cancro a nível nacional e mundial (com algumas estatísticas), e descreve-se a radioterapia como uma “arma” no combate à doença. Apresenta-se, ainda, uma breve evolução histórica do tratamento para radioterapia e também o objectivo/função dos filtros compensadores, como optimização da qualidade do tratamento por radioterapia, ao nível da melhoria da homogeneidade de dose no volume alvo.

No segundo capítulo, apresenta-se o estudo da construção e do empacotamento dos filtros compensadores, começando por descrever a constituição e a técnica de construção e de enchimento destes. Em seguida, referem-se alguns procedimentos de controlo de qualidade importantes e, por último, faz-se a apresentação e discussão dos resultados obtidos no estudo da reprodutibilidade da construção e enchimento dos filtros compensadores.

O terceiro capítulo trata da montagem do fantoma de água e alinhamento da câmara de ionização, com referência ao equipamento utilizado, e apresenta, no início, uma abordagem ao acelerador linear, câmara de ionização e electrómetro. Refere, ainda, o conjunto de ligações existentes dentro do *bunker* de radiação e o material informático existente no exterior.

O capítulo quarto incide nas medidas do coeficiente de atenuação efectivo. É descrita a configuração geométrica e a metodologia escolhida para estas medidas. Os resultados dos vários estudos desenvolvidos são apresentados e discutidos, e também se avaliam incertezas, quer na determinação do coeficiente de atenuação quer na dose final. Apresentam-se, também, os resultados das medidas dos *output factor* e, ainda, a implementação no sistema de planeamento **CadPlan**.

Por último, o capítulo quinto apresenta os resultados e conclusões mais importantes de todos os capítulos deste trabalho.

# ÍNDICE

<b>CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
I.1. A radioterapia no combate ao cancro .....	2
I.2. Evolução histórica do tratamento para radioterapia .....	4
I.3. Os filtros compensadores em radioterapia .....	5
<b>CAPÍTULO II – ESTUDO DA CONSTRUÇÃO E DO EMPACOTAMENTO DOS FILTROS COMPENSADORES .....</b>	<b>8</b>
II.1. Constituição do filtro compensador .....	9
II.2. Técnica de construção e enchimento .....	9
II.3. Alguns procedimentos de controlo de qualidade .....	14
II.4. Estudo da reprodutibilidade da construção e enchimento dos filtros compensadores .....	15
<b>CAPÍTULO III - MONTAGEM DO FANTOMA DE ÁGUA E ALINHAMENTO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO .....</b>	<b>20</b>
III.1. Acelerador linear .....	21
III.2. Câmara de ionização .....	23
III.3. Electrómetro .....	25
III.4. As ligações dentro do <i>bunker</i> de radiação .....	27
III.5. Montagem e alinhamento do fantoma de água .....	29
III.6. Alinhamento da câmara de ionização .....	31
III.7. Exterior do <i>bunker</i> de radiação .....	33
III.8. Correção do alinhamento da câmara de ionização .....	34
<b>CAPÍTULO IV – MEDIDAS DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO EFECTIVO .....</b>	<b>35</b>
IV.1. Coeficiente de atenuação linear .....	36
IV.2. Coeficiente de atenuação efectivo .....	37
IV.3. Configuração geométrica e metodologia escolhida para as medidas do coeficiente de atenuação efectivo .....	38
IV.4. Estudo da reprodutibilidade da montagem do fantoma de água e avaliação da incerteza na medida da dose .....	40
IV.5. Estudo da reprodutibilidade da medida do coeficiente de atenuação efectivo. Incertezas na determinação do coeficiente de atenuação e na dose final. ....	41
IV.6. Medidas do coeficiente de atenuação efectivo e dos output factor .....	43
IV.7. Implementação no sistema de planeamento <b>CadPlan</b> .....	48
<b>CAPÍTULO V - CONCLUSÕES .....</b>	<b>50</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>53</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Sistema de construção de um filtro compensador unidimensional para o tórax utilizando camadas de plástico [6].	6
Figura 2. (A) Máquina de corte ACD-4 da <i>PAR Scientific A/S</i> ; (B) Placa de espuma de poliestireno acabada de ser cortada com as dimensões pretendidas.	10
Figura 3. (A) Máquina de corte ACD-3 da <i>PAR Scientific A/S</i> ; (B) Alisamento da superfície com as dimensões de $17 \times 17 \times 0,13 \text{ cm}^3$ .	10
Figura 4. Espuma ainda na fresadora depois de escavada a região de compensação, neste caso de dimensões $10 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$ . Observam-se os furos de aperto nos quatro cantos da espuma e os restantes dois furos de alinhamento/“orientação”.	11
Figura 5. Espuma escavada com a fita-adesiva ainda com a película superior por retirar.	11
Figura 6. (A) Fixação da <i>tray</i> superior à espuma; (B) Fecho do filtro compensador. De notar que o aperto é controlado nesta fase pelas porcas; (C) Fase final de construção.	12
Figura 7. Filtro compensador após o enchimento com as esferas de ferro.	13
Figura 8. (A) Espuma e túnel de enchimento escavados; (B) Filtro compensador com o referido túnel por onde se realizou o enchimento.	13
Figura 9. Filtro compensador colocado, no suporte, na cabeça do acelerador linear.	14
Figura 10. A marcação sobre a <i>tray</i> superior realizada pela plotter.	15
Figura 11. Gráfico que mostra a variação da densidade de empacotamento obtida para ambos os estudos efectuados.	17
Figura 12. Gráfico que relaciona a espessura $h$ com o respectivo filtro compensador construído.	17
Figura 13. Relação entre os valores da balança de precisão e os valores da balança digital utilizada.	19
Figura 14. Esquema da constituição de um acelerador linear médico. Esta máquina produz apenas raios X com energias até 4 ou 6 MeV [17].	21
Figura 15. Movimento de rotação da <i>gantry</i> do acelerador linear. <i>Gantry</i> a: (A) $0^\circ$ ; (B) $90^\circ$ ; (C) $180^\circ$ ; (D) $270^\circ$ [adaptado de 18].	22
Figura 16. Esquema da rotação do colimador do ponto de vista do feixe de radiação. (A) Colimador a $0^\circ$ ; (B) Rotação de $90^\circ$ no sentido anti-horário; (C) Rotação de $90^\circ$ no sentido horário [adaptado de 18].	22
Figura 17. Acelerador linear Clinac 600C da <i>Varian Medical Systems</i> , instalado no Serviço de Radioterapia dos Hospitais da Universidade de Coimbra.	23
Figura 18. Constituição geral de uma <i>thimble chamber</i> [adaptado de 17].	24
Figura 19. <i>Thimble chamber</i> de $0,125 \text{ cm}^3$ .	24
Figura 20. (A) Electrómetro TANDEM de dois canais (PTW – Freiburg); (B) Electrómetro UNIDOS (PTW – Freiburg).	25
Figura 21. Padrão de Estrôncio – 90 (PTW – Freiburg).	26
Figura 22. UNITEST (PTW – Freiburg) para verificar a consistência dos valores medidos pelo UNIDOS, nas diferentes escalas e modos de operação.	26
Figura 23. (A) Fantoma de água (modelo MP3 da PTW – Freiburg); (B) O mecanismo de movimentação tridimensional.	27
Figura 24. Câmara de ionização (câmara de campo) colocada no suporte do braço C.	28
Figura 25. Ligação do reservatório de água ao fantoma, através de uma mangueira de plástico.	28

Figura 26. Esquema ilustrativo das principais ligações efectuadas dentro do <i>bunker</i> aquando da montagem do tanque [adaptado de 21].	29
Figura 27. Esquema das mandíbulas do colimador do ponto de vista do feixe de radiação [adaptado de 18].	30
Figura 28. Esquema da orientação dos três pés do fantoma em relação à <i>gantry</i> do acelerador linear [adaptado de 18].	31
Figura 29. (A) Dispositivo de <i>perspex</i> que possibilita o alinhamento visual da câmara de ionização no plano XY; (B) Colocação do dispositivo de <i>perspex</i> na câmara de ionização; (C) Alinhamento da câmara de ionização no plano XY, usando a luz de campo e a projecção do retículo do acelerador (o dispositivo está coberto com papel para facilitar a visualização do retículo).	32
Figura 30. (A) Ponteiro de referência calibrado; (B) Ponteiro de referência colocado num suporte específico, sobre o tanque de água, possibilitando a correcção visual da SSD para 100 cm.	32
Figura 31. (A) Alinhamento da câmara de ionização em z; (B) O ponto efectivo de medida é 1,6 mm acima do centro da câmara de ionização.	33
Figura 32. (A) Consola que permite o controlo do acelerador linear; (B) Computador que possibilita o acesso ao software MEPHYSTO.	33
Figura 33. Monitores ligados à câmara de vigilância que permitem a visualização do interior do <i>bunker</i> .	34
Figura 34. Esquema que ilustra a experiência para o estudo da atenuação de feixes monoenergéticos colimados incidentes num material absorvente. As medidas realizam-se em condições de “geometria óptima” [7].	36
Figura 35. Atenuação exponencial do feixe de radiação medido sob “óptimas” condições geométricas [adaptado de 19].	37
Figura 36. Configuração geométrica escolhida (SSD fixa) e as variáveis em estudo. (A) Medidas de dose, em vários pontos de medida, em campo aberto ( $D_0$ ); (B) Medidas de dose, em vários pontos de medidas, com o filtro vazio ( $D_v$ ); (C) Medidas de dose, em vários pontos de medida, com o filtro cheio ( $D_c$ ).	39
Figura 37. Gráfico relativo ao estudo da reprodutibilidade da montagem diária do fantoma de água.	41
Figura 38. Gráfico relativo à variação do erro percentual associado ao coeficiente de atenuação efectivo e à variação do erro percentual associado à determinação da dose, com a espessura do filtro compensador.	42
Figura 39. Variação do coeficiente de atenuação efectivo com $t$ , FS e $z$ . Variação do $\mu_{ef}$ com: (A) FS à profundidade de 5 cm, para cada espessura de filtro estudada; (B) $t$ à profundidade de 5 cm, para cada tamanho de campo estudado; (C) $z$ para a espessura de filtro de 1 cm e para cada tamanho de campo estudado.	44
Figura 40. Variação do <i>output factor</i> com $t$ , FS e $z$ . Variação do OF com: (A) FS à profundidade de 5 cm, para cada espessura de filtro estudada; (B) $t$ à profundidade de 5 cm, para cada tamanho de campo estudado; (C) $z$ para a espessura de filtro de 1 cm e para cada tamanho de campo estudado.	45
Figura 41. Gráfico relativo à variação da atenuação do material do filtro em função da espessura, para um campo quadrado de 10 cm de lado e à profundidade de 5 cm.	46
Figura 42. Gráfico que mostra a relação entre o défice $h_a$ de tecido e o conjunto de espessuras de filtros estudado.	47

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Valores do $\mu_{ef}$ medidos (para a gama de z e FS estudada), para a espessura de filtro de 1 cm. .....	48
--	----

# **CAPÍTULO I**

●

# **INTRODUÇÃO**

## **I.1. A radioterapia no combate ao cancro**

A Oncologia é o campo da medicina envolvido no estudo de tumores que, por definição, designam proeminências mórbidas e circunscritas em qualquer parte do corpo. O cancro, por sua vez, refere-se a um grupo de doenças caracterizadas pelo crescimento e dispersão de tumores no organismo. Este é, de facto, o problema de saúde mais significativo no mundo ocidental, ultrapassando mesmo as doenças coronárias na diminuição da esperança média de vida da população [1].

No contexto nacional, esta doença encontra-se entre as três principais causas de morte, verificando-se um progressivo aumento do seu peso relativo. Apesar da mortalidade global devida ao cancro ter estabilizado, tais valores reflectem apenas uma compilação publicada de dados referentes a registos oncológicos até 1998, pois existe uma tendência de aumento da mortalidade no género masculino. Ainda que o impacto na mortalidade decorrente de algumas neoplasias (formações de um tecido novo de origem patológica, i.e., tumores) tenha vindo a diminuir, designadamente no caso de cancro do estômago, outras, tais como o cancro do cólon e recto, próstata, pulmão e mieloma múltiplo (tumor maligno formado por células da medula óssea), continuam com taxas de mortalidade progressivamente maiores [2].

O diagnóstico de cancro no Canadá e nos Estados Unidos aponta para números anuais da ordem das 130,000 e 1,200,000 pessoas, respectivamente. Algumas estimativas indicam que mais de um terço de pessoas irá desenvolver cancro durante a sua vida e cerca de um quarto falecerá. Dos indivíduos que o desenvolverão, cerca de metade irá receber alguma forma de tratamento com radiação [1].

De acordo com estatísticas recentes (provenientes da *International Agency for Research on Cancer – IARC*), a nível mundial, estima-se que existam 11 milhões de novos casos de cancro anuais e que este seja a causa de morte de quase 7 milhões de pessoas por ano [3]. Segundo dados de 2003, no ano 2000 os tumores malignos foram responsáveis por 12% das aproximadas 56 milhões de mortes mundiais com origem em várias causas. Ainda neste ano, 5,3 milhões de homens e 4,7 milhões de mulheres desenvolveram um tumor maligno, e, no conjunto dos dois sexos, 6,2 milhões morreram da doença. O flagelo do cancro pode



aumentar para 15 milhões de novos casos em 2020, de acordo com o *World Cancer Report*<sup>1</sup> [4].

Entre os tipos de cancro com maior número de casos anuais, destacam-se o cancro do pulmão, da mama e o do estômago como os líderes mundiais, contando com 1,2 milhões, 1 milhão e 870,000 novos casos anuais, respectivamente, enquanto o melanoma e o cancro da tiróide, com 133,000 e 123,000 novos casos, respectivamente, se contam entre os tipos de oncologias menos frequentes [4].

Estudos epidemiológicos mostram que uma das maiores causas para o cancro são os factores ambientais, tendo identificado o fumo do tabaco e a exposição profissional a produtos químicos como agentes causadores. Nunca é demais referir o quão importante é a mudança positiva nos nossos estilos de vida e regime alimentar no âmbito de uma estratégia de prevenção entendida como um investimento a longo prazo [1].

Neste contexto, a *Radioterapia* surge como uma modalidade terapêutica utilizada como terapia principal ou adjuvante no tratamento de doentes oncológicos. A técnica de radioterapia externa consiste no uso médico de radiação ionizante (i.e. radiação capaz de produzir pares de iões após interacção com a matéria), proveniente, mais comumente, de um acelerador linear, para a irradiação loco-regional dos tumores. O seu objectivo é a deposição de uma dose de radiação muito precisa num volume-alvo bem definido, com a resultante destruição de células tumorais, e acompanhada da menor exposição possível dos tecidos são adjacentes. Tal, irá resultar na erradicação da doença, no prolongamento da vida e/ou na melhoria da qualidade de vida dos doentes [1].

A radioterapia pode ser utilizada como abordagem terapêutica isolada ou combinada com outras modalidades, como a cirurgia, quimioterapia e a terapia hormonal, de maneira sequencial (uma terapia a seguir à outra) ou concomitante (as duas terapias ao mesmo tempo) [5].

O tratamento por radioterapia segue duas orientações, sendo a sua escolha baseada num objectivo específico a atingir: o tratamento curativo e o tratamento paliativo. O primeiro refere-se à situação onde existe probabilidade de sobrevivência a longo-prazo após terapia adequada, enquanto que no segundo caso, não há esperança de sobrevivência por um período alargado; o tratamento é necessário para o controlo dos sintomas que causam desconforto ou uma condição iminente que possa comprometer o conforto ou a auto-suficiência do doente [6].

---

<sup>1</sup> O *World Cancer Report* é um manual que descreve a fatalidade global, as causas do cancro, os principais tipos de doenças, a detecção precoce e o tratamento.

## **I.2. Evolução histórica do tratamento para radioterapia**

A descoberta dos raios X, em 1895 por *Wilhelm Conrad Roentgen*, revolucionou a Medicina. Durante o ano seguinte, *Henri Becquerel* e *Marie Sklodowska Curie* descobriram e estudaram o fenómeno da radioactividade, tendo criado condições para o desenvolvimento de novas ferramentas para diagnóstico e terapia [1].

Um relato sugere que em 1899 um paciente foi tratado pela primeira vez com o uso de radiação (radioterapia), contudo o entusiasmo inicial, gerado pela cura do cancro, rapidamente diminuiu, devido ao aparecimento de lesões em tecidos sãos. O uso da braquiterapia<sup>2</sup> cresceu rapidamente desde a sua primeira utilização em 1910, através da introdução de agulhas de rádio directamente na região doente do corpo. Em 1913, *Coolidge* desenvolve um tubo de raios X com um pico de energia de 140 kV, e em 1922 estavam disponíveis raios X de 200 kV para lesões com localização mais profunda [1].

De volta ao ano de 1911, *Regaud* executa uma série de experiências demonstrando a vantagem do uso de tratamentos fraccionados: irradiações múltiplas diárias na mesma zona de tratamento. Depressa *Regaud* e os seus colegas aplicaram esta técnica no tratamento de doentes com uma variedade de cancros de cabeça e pescoço e, de seguida, aplicaram-na igualmente ao cancro do colo do útero. Ficou, assim, formada a base radiobiológica da radioterapia moderna [1].

Em 1940 foram introduzidos, como equipamento de terapia, os aceleradores de partículas através do betatrão, que tornou disponível para tratamento raios X de megavoltagem. Em 27 de Outubro de 1951, o primeiro paciente em Ontário (Canadá) foi tratado com raios gama provenientes de unidades de cobalto-60. O maior impacto na radioterapia moderna terá sido talvez o desenvolvimento dos aceleradores lineares, introduzidos na rotina clínica a partir de 1960, de tal modo que, presentemente, a maioria dos tratamentos com radiação nos países desenvolvidos é efectuada utilizando esta tecnologia [1].

No princípio dos anos 60, a introdução de meios computadorizados no cálculo da distribuição de dose de radiação permitiu produzir atlas universais de distribuição de dose. Como em muitos outros campos, o computador teve um impacto revolucionário no que diz respeito ao tratamento de radioterapia [1].

---

<sup>2</sup> É um método de terapia no qual fontes radioactivas seladas são utilizadas para distribuir uma dose de radiação a uma curta distância, por aplicação intersticial, intra-cavitária ou superficial. A braquiterapia continua, ainda, a ser um importante modo de terapia, tanto usada sozinha como combinada com a técnica de radioterapia externa [7].

A localização precisa do tumor e das estruturas críticas adjacentes são de extrema importância para o sucesso do tratamento de radioterapia. No final da década de 70, o aparecimento da Tomografia Axial Computorizada (TAC) permitiu utilizar as imagens aí adquiridas, quer para a definição morfológica do doente, quer para a definição do volume tumoral e outras estruturas adjacentes [1]. A utilização da TAC, como base para o planeamento de radioterapia, permitiu, para além de uma maior precisão do cálculo da distribuição de dose, a visualização desta distribuição nas imagens TAC e a possibilidade da individualização do planeamento para cada doente. Como consequência da utilização da TAC no planeamento de radioterapia, surge a Radioterapia Conformacional que procura otimizar as direcções e características dos campos de irradiação, de forma a melhor conformar os volumes alvos e poupar os tecidos sãos.

Nas últimas décadas, com o surgimento de novas modalidades de imagem, e.g. MRI (*Magnetic Resonance Imaging*; anos 70), SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) e PET (*Positron Emission Tomography*; anos 80), e com o desenvolvimento de ferramentas de fusão e visualização de imagem, a própria definição dos volumes alvo reúne informação anatómica e funcional vinda das várias modalidades de imagem.

Com o avanço nas técnicas, no desenho e construção dos equipamentos de radioterapia, a Radioterapia Conformacional tem evoluído para técnicas de IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*; fim dos anos 90), com o uso de formas de modulação de intensidade em cada campo de irradiação e IGRT (*Image Guided Radiation Therapy*), com a utilização de imagem para correcção de desvios em tempo real reduzindo erros na irradiação do volume alvo.

### **I.3. Os filtros compensadores em radioterapia**

Os filtros compensadores<sup>3</sup> têm vindo a ser utilizados em radioterapia durante décadas, com o objectivo de obter uma distribuição de dose mais homogénea no volume alvo [8], melhorando a qualidade dos tratamentos e/ou diminuindo os efeitos secundários nos órgãos sãos.

As características anatómicas de cada doente, a obliquidade dos contornos e as não-homogeneidades dos tecidos dificultam a obtenção de distribuições de dose suficientemente

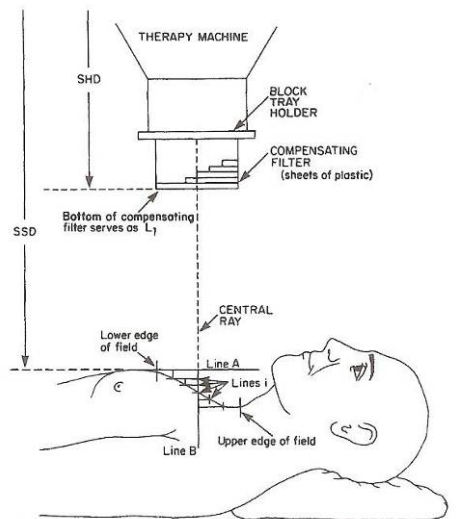
---

<sup>3</sup> Designam-se por filtros compensadores pois têm como objectivo compensar a falta de tecido existente em determinadas zonas do corpo, e.g., na zona de cabeça e pescoço.

homogéneas, de tal modo que a qualidade dos tratamentos administrados pode ficar aquém daquilo que seria desejado. Esta não-homogeneidade na dose pode corresponder a variações na dose de 10 a 20%, no volume alvo, mesmo apesar de se utilizarem cunhas como modificadores de feixe [9].

As variações da dose no volume alvo, devido ao contorno da superfície da pele do doente ou das já referidas não-homogeneidades dos tecidos, podem ser minimizadas utilizando filtros compensadores. Estes são estruturas modificadoras de feixe moldadas de acordo com a anatomia de cada doente, de modo a que, quando posicionadas no caminho do feixe de radiação, ajudem a homogeneizar a distribuição de dose no volume alvo (Figura 1). O posicionamento do filtro compensador, nesta situação, longe da superfície da pele do paciente, mantém o efeito de *skin-sparing*<sup>4</sup> [10].

Inicialmente, a compensação foi implementada para corrigir a forma irregular da superfície do corpo do paciente. Os métodos que permitiam obter a forma do compensador incluíam o recurso a instrumentos mecânicos, técnicas fotográficas, radiografias e sistemas baseados em vídeo. A compensação das heterogeneidades dos tecidos foi, depois, também possível de realizar e requeria o uso de radiografias para as localizar [10].



**Figura 1.** Sistema de construção de um filtro compensador unidimensional para o tórax utilizando camadas de plástico [6].

Presentemente, o uso corrente de filtros compensadores tornou-se prático devido aos avanços tecnológicos. A Tomografia Computorizada fornece imagens do corpo do paciente, proporcionando dados anatómicos tridimensionais e informação da densidade electrónica dos tecidos. Com esta informação, o sistema de planeamento pode calcular o mapa 2D de

<sup>4</sup> Efeito de “poupar” a pele.

espessuras do filtro compensador [10]. O seu fabrico está, largamente, automatizado pelas fresadoras (ligadas a computadores), e a forma do compensador pode ser “escavada” directamente no material que irá constituir o filtro compensador [11] ou num molde, que é posteriormente preenchido com o material compensador [10, 12].

Os filtros compensadores são geralmente utilizados nas regiões de cabeça e pescoço, mama, pulmão e região supra clavicular [13]. É de salientar a sua importância no tratamento de doentes de cancro da região de cabeça e pescoço, sendo que esta região é caracterizada pela grande irregularidade de contornos anatómicos e pela não-homogeneidade de tecidos [9].

O uso de filtros compensadores melhora a qualidade do tratamento, melhorando a homogeneidade de dose no volume alvo. Desta forma, ao diminuir as regiões quentes<sup>5</sup>, diminui a probabilidade de ocorrência de efeitos agudos ou complicações tardias, e ao diminuir as regiões frias, aumenta a taxa de controlo tumoral [9].

Nos últimos anos, os filtros compensadores estão também a ser utilizados como alternativa ao tratamento por IMRT, com a vantagem da simplicidade. A modulação da intensidade do feixe é, nesta técnica particular de IMRT, obtida através de filtros compensadores que são construídos de forma a mimetizar a intensidade modulada adequada ao tratamento de IMRT.

---

<sup>5</sup> Regiões quentes e frias: zonas onde existe sobre-dosagem ( $> +7\%$ ) e sub-dosagem ( $< -5\%$ ) relativamente à dose prescrita, respectivamente [14].

## **CAPÍTULO II**



# **ESTUDO DA CONSTRUÇÃO E DO EMPACOTAMENTO DOS FILTROS COMPENSADORES**

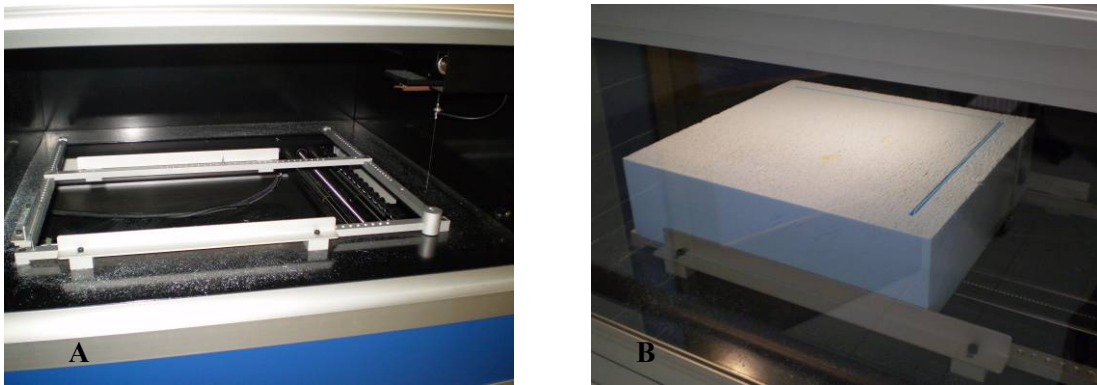
A primeira fase do trabalho consistiu no estudo e aperfeiçoamento da técnica de construção dos filtros compensadores e familiarização com o sistema de corte automático da *PAR Scientific*.

## **II.1. Constituição do filtro compensador**

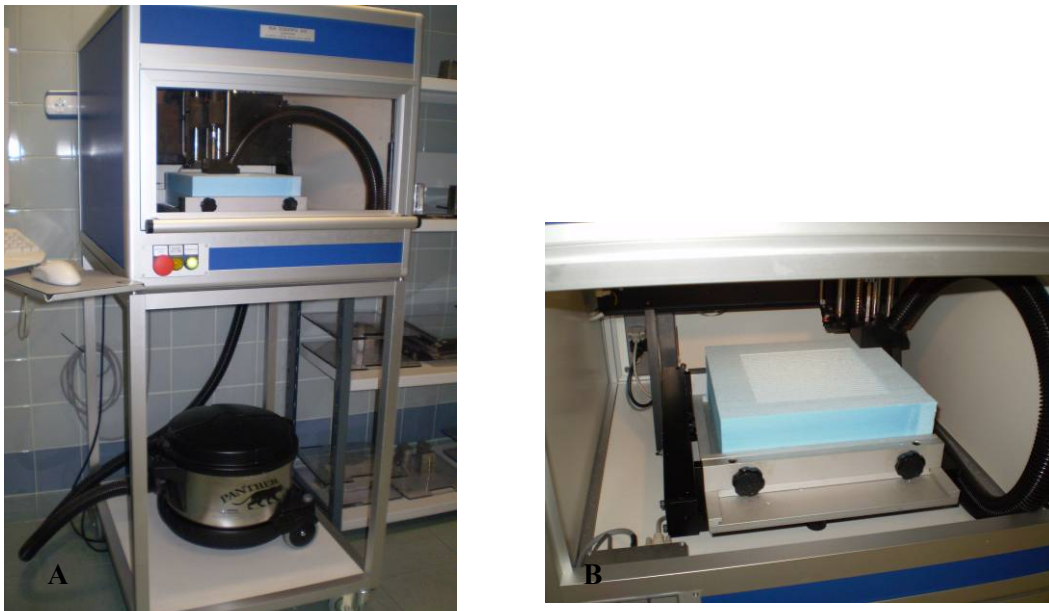
Um filtro compensador é constituído por uma placa de espuma de poliestireno de dimensões 25,5x27 cm<sup>2</sup> e de espessura igual ou superior a 8 cm; duas placas de plástico, vulgarmente designadas como *trays*; fita-adesiva, responsável pela fixação de uma das *trays* à placa de espuma; um parafuso de plástico que fecha o furo central da *tray* superior por onde pode ser realizado o enchimento; quatro parafusos, oito anilhas e quatro porcas, responsáveis pelo aperto de todos os constituintes; e pelo granulado de ferro (o material compensador), formando este conjunto o filtro compensador.

## **II.2. Técnica de construção e enchimento**

Na primeira etapa da construção do filtro compensador, a placa de espuma de poliestireno é cortada com as dimensões pretendidas pela máquina de corte ACD-4 da *PAR Scientific A/S* (Figura 2); em seguida é colocada na fresadora automática (máquina de corte ACD-3 da *Par Scientific A/S*), cuja fresa tem 5,8 mm de diâmetro, procedendo-se a um alisamento da superfície superior, com uma profundidade de 1,3 mm, de forma a garantir a uniformidade da espessura da espuma (Figura 3). É importante referir que o fabricante indica uma precisão da máquina ACD-3 de  $\pm 0,5$  mm em todas as direcções [12].



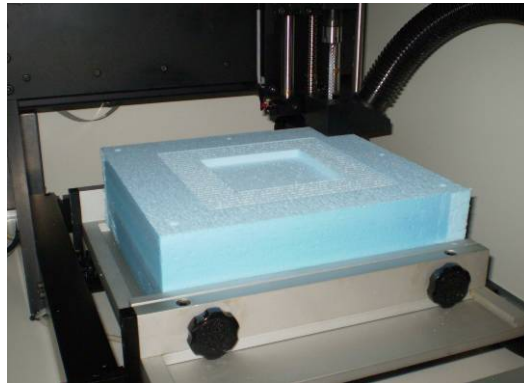
**Figura 2.** (A) Máquina de corte ACD-4 da *PAR Scientific A/S*; (B) Placa de espuma de poliestireno acabada de ser cortada com as dimensões pretendidas.



**Figura 3.** (A) Máquina de corte ACD-3 da *PAR Scientific A/S*; (B) Alisamento da superfície com as dimensões de  $17 \times 17 \times 0,13 \text{ cm}^3$ .

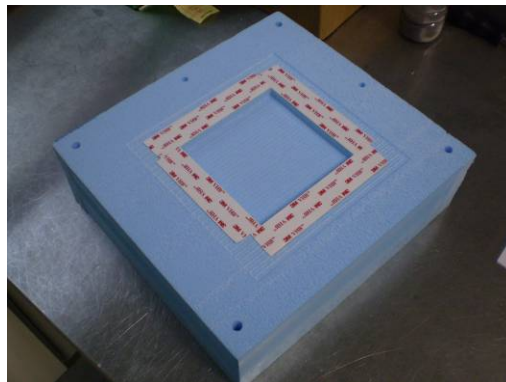
No passo seguinte, a fresadora executa o mapa de espessuras, que foi previamente calculado pelo sistema de planeamento **CadPlan 6.4.7** (*Varian Medical Systems*) ou que foi programado na própria fresadora, e de seguida, realiza os seis furos: quatro furos de aperto do filtro compensador e dois furos de alinhamento/“orientação” (Figura 4).



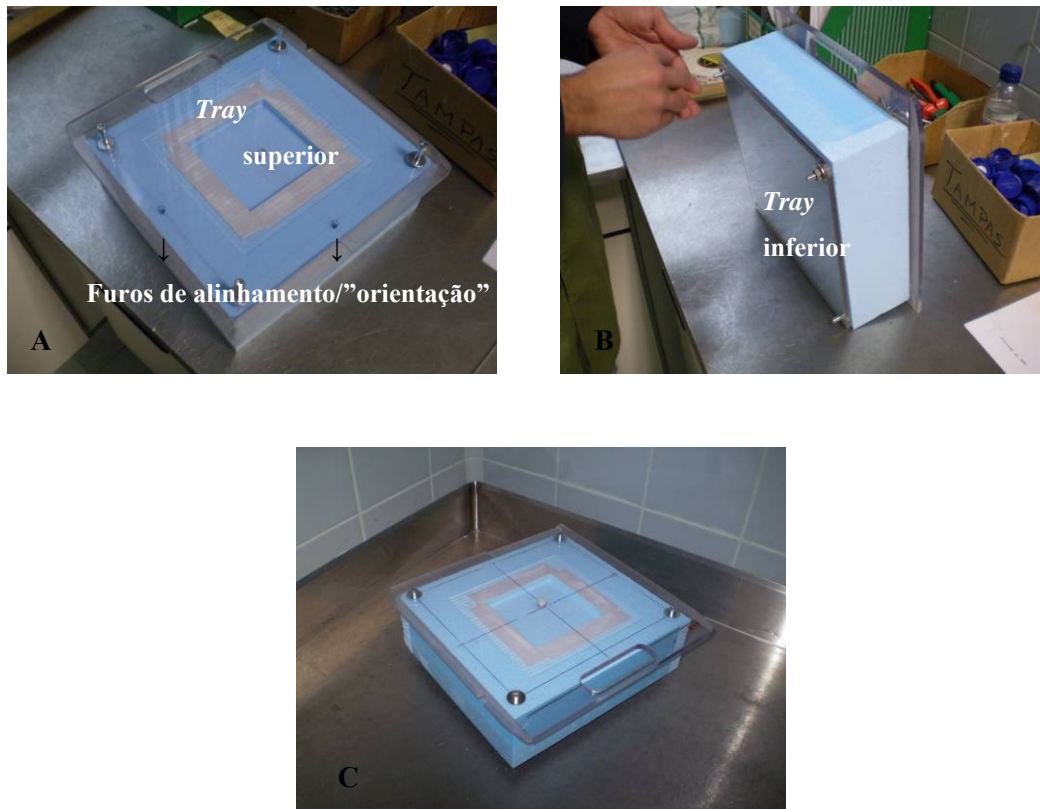


**Figura 4.** Espuma ainda na fresadora depois de escavada a região de compensação, neste caso de dimensões 10x10x1 cm<sup>3</sup>. Observam-se os furos de aperto nos quatro cantos da espuma e os restantes dois furos de alinhamento/“orientação”.

Depois de retirar a espuma da fresadora, é colocada fita-adesiva (aderente de ambos os lados) a rodear a cavidade que, no passo anterior, tinha sido escavada (Figura 5); esta fita-adesiva possibilita a fixação da *tray* superior. A *tray* inferior é colocada na parte de trás da espuma e, com o auxílio dos parafusos, porcas e anilhas, o conjunto é fechado (Figura 6).

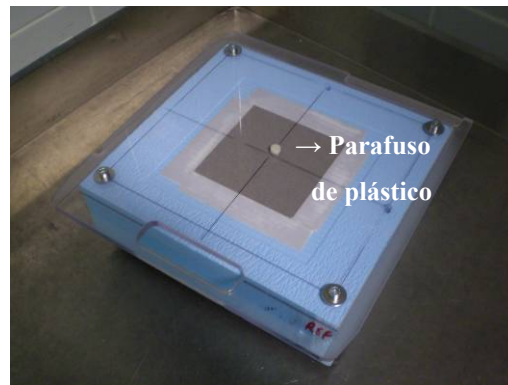


**Figura 5.** Espuma escavada com a fita-adesiva ainda com a película superior por retirar.



**Figura 6.** (A) Fixação da *tray* superior à espuma; (B) Fecho do filtro compensador. De notar que o aperto é controlado nesta fase pelas porcas; (C) Fase final de construção.

Em seguida, a cavidade escavada é preenchida com granulado de ferro da *PAR Scientific A/S* (micro-esferas de diâmetro entre 0,02 e 0,5 mm) usando uma técnica de enchimento de modo a que a compactação seja uniforme e homogénea. Esta técnica assenta na utilização de um martelo de borracha que, ao “bater” na *tray* superior, produz a vibração de todo o conjunto e permite que as micro-esferas se espalhem, o mais homoganeamente possível, na região escavada. Durante o estudo da construção e enchimento dos filtros, as micro-esferas de ferro foram introduzidas através do furo central da *tray* superior, sendo este, no final, fechado com o parafuso de plástico (Figura 7). Para as medidas do coeficiente de atenuação efectivo, o enchimento foi realizado por um túnel escavado na espuma (Figura 8).



**Figura 7.** Filtro compensador após o enchimento com as esferas de ferro.



**Figura 8.** (A) Espuma e túnel de enchimento escavados; (B) Filtro compensador com o referido túnel por onde se realizou o enchimento.

Este conjunto forma o filtro compensador que, ao ser colocado num suporte, encaixa com precisão no caminho do feixe de radiação, na cabeça do acelerador linear (Figura 9).

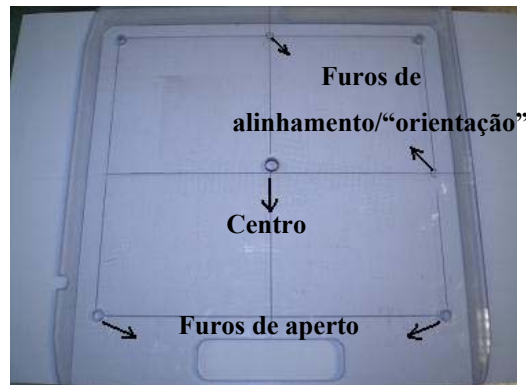


**Figura 9.** Filtro compensador colocado, no suporte, na cabeça do acelerador linear.

### **II.3. Alguns procedimentos de controlo de qualidade**

Para se assegurar a precisão na construção dos filtros compensadores, é necessário implementar alguns procedimentos de controlo de qualidade ao longo das várias etapas da construção.

Sobre a *tray* superior é realizada uma marcação por uma plotter: a marcação da posição dos seis furos (quatro furos de aperto e os dois de alinhamento/“orientação”), e da posição de um centro, programado para coincidir com a projecção da *crosshair* existente na janela de saída do feixe de radiação, no colimador do acelerador linear (Figura 10). Os dois furos de alinhamento/“orientação” indicam, sem margem para erro, a orientação da *tray* sobre a espuma e, por isso, garantem que o filtro compensador é posicionado com a orientação correcta na cabeça do acelerador linear [12]. Além da orientação, estas marcações permitem um alinhamento, com uma precisão sub-milimétrica, da *tray* superior sobre a espuma, e por isso permitem, com a mesma precisão, o alinhamento do filtro relativamente ao campo de radiação.



**Figura 10.** A marcação sobre a *tray* superior realizada pela plotter.

A profundidade de 1,3 mm de alisamento da superfície da espuma foi determinada tendo em conta a espessura da fita-adesiva. A profundidade de escavação dos filtros foi medida (já com a fita colocada) com o auxílio de uma craveira, e o valor coincide com o programado com uma precisão superior a 0,1 mm.

Por último, é desejável que as porcas utilizadas no fecho do filtro não fiquem demasiado apertadas, de modo a não provocar o encurvamento das *trays* e que o parafuso (de plástico) que fecha o furo de enchimento fique à face interna da *tray*, de forma a garantir que nessa zona a espessura do filtro seja a mesma, e assim a atenuação.

#### **II.4. Estudo da reprodutibilidade da construção e enchimento dos filtros compensadores**

No sentido de analisar e aperfeiçoar a técnica de construção dos filtros compensadores, foram construídos vários filtros por diferentes técnicos de radioterapia e ao longo de vários dias. Os filtros compensadores foram programados, na máquina de corte, para serem construídos com largura e comprimento de 10 cm, e espessura nominal de 1 cm ( $10 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$ ). Com estes efectuaram-se dois estudos: um relativo à reprodutibilidade da técnica de construção e enchimento e outro apenas da reprodutibilidade do enchimento com as micro-esferas de ferro.

O estudo da reprodutibilidade da técnica de construção e enchimento consistiu na realização de medidas, quer de geometria quer da massa de cada filtro, e assenta nos seguintes passos: depois de ser construído, empregando a metodologia descrita na secção anterior, e antes de se preencher a cavidade com o granulado de ferro, o filtro é pesado ( $m_v$ ), é medida a espessura da tray superior ( $h_t$ ), a profundidade da cavidade ( $h_c$ ) (medida através do furo da tray) e as dimensões do campo de compensação; depois de se encher a cavidade do filtro, este é pesado ( $m_c$ ); por último, depois de se retirar o granulado, a cavidade é enchida com água, voltando o filtro a ser novamente pesado ( $m_a$ ).

As pesagens realizadas permitem determinar a massa de granulado ( $m_g = m_c - m_v$ ) e o volume da cavidade do filtro (i.e., o volume do filtro:  $v_f = (m_a - m_v) \cdot \rho_a$ , em que  $\rho_a = 1 \text{ g/cm}^3$ , é a densidade volumétrica da água). Estas quantidades são usadas para o cálculo da densidade volumétrica real do granulado ( $\rho_r$ ), obtida através do quociente entre a massa de granulado e o volume de água medidos ( $\rho_r = m_g / v_f$ ).

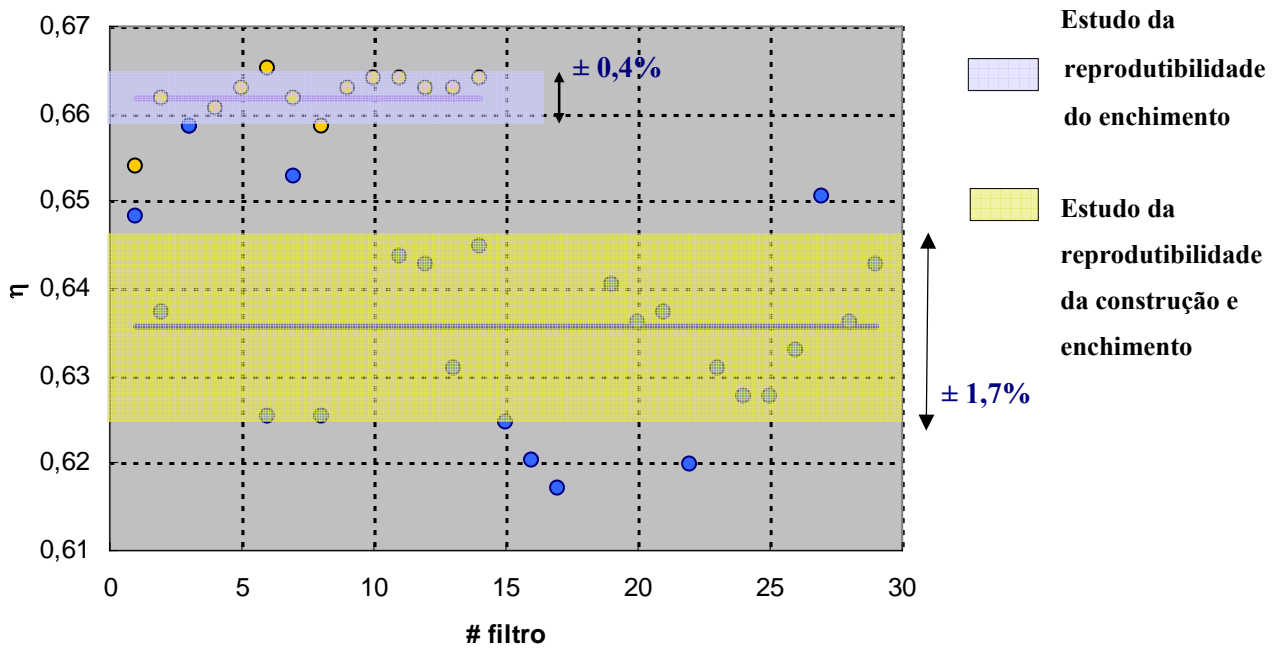
No estudo da reprodutibilidade apenas do enchimento com as micro-esferas de ferro, o processo de enchimento é a única variável em estudo. Deste modo, o mesmo filtro foi preenchido e vazado repetidamente, tendo-se medido a massa de granulado em cada caso, como descrito para o estudo anterior.

A quantidade usada para avaliar a reprodutibilidade e a qualidade do empacotamento das micro-esferas é a sua densidade de empacotamento ( $\eta$ ), definida como a fracção de volume ocupada pelas esferas ( $\eta = \rho_r / \rho_0$ , em que  $\rho_0 = 7,86 \text{ g/cm}^3$  é a densidade do ferro).

No gráfico seguinte (Figura 11) pode ver-se como varia a densidade de empacotamento em cada um dos estudos, para cada filtro compensador construído (# filtro).

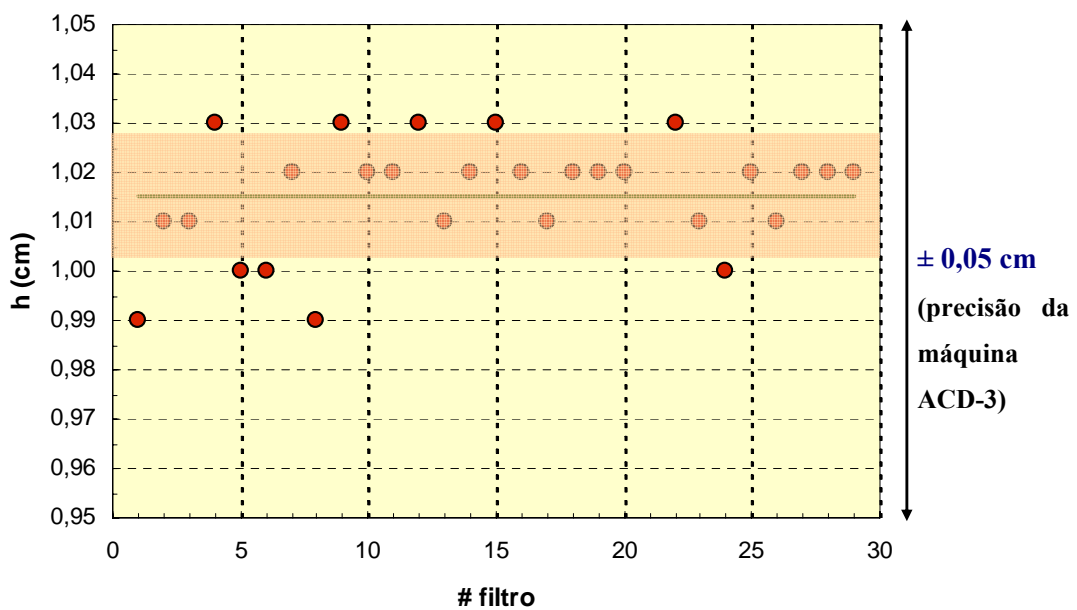
O valor da densidade de empacotamento obtido para o estudo da reprodutibilidade da técnica de construção e enchimento é de 0,636, com uma incerteza associada de 1,7% (Figura 11). Este valor de  $\eta$  está concordante com o valor de 0,64 proveniente de modelos matemáticos que prevêem o comportamento de *random packing* para esferas rígidas [15, 16].

A incerteza na reprodutibilidade só do enchimento é de apenas 0,4% (Figura 11). Esta menor incerteza é facilmente justificável por este estudo não incluir a incerteza associada à construção do filtro, que pode ser estimada como sendo aproximadamente igual a 1,65%.



**Figura 11.** Gráfico que mostra a variação da densidade de empacotamento obtida para ambos os estudos efectuados.

Na figura 12, mostra-se a variação da espessura  $h$  dos filtros, calculada pela diferença entre as medidas da profundidade da cavidade e da espessura da *tray* ( $h = h_c - h_t$ ), em função do número do filtro.



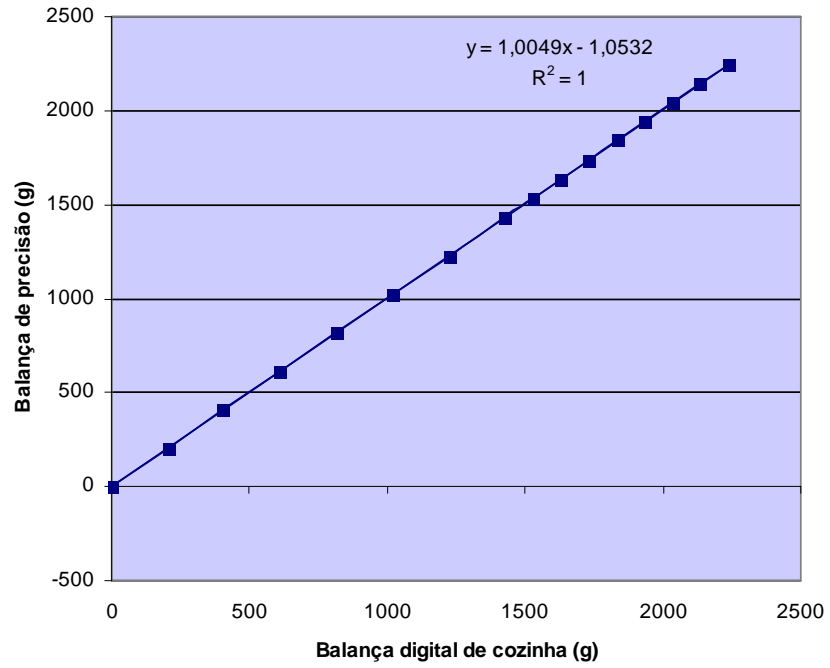
**Figura 12.** Gráfico que relaciona a espessura  $h$  com o respectivo filtro compensador construído.

O valor médio, para a espessura dos filtros “idênticos” construídos, é de  $1,015 \pm 0,011$  cm ( $\pm 1$  SD). Embora o desvio do valor médio da espessura, relativamente ao valor nominal, esteja dentro da tolerância associada à fresadora, o desvio sistemático obtido ( $\approx 0,15$  mm) foi relacionado com o encurvamento das *trays* superiores. Este encurvamento foi confirmado, quer através de medidas da profundidade realizadas antes da colocação das *trays*, usando uma craveira (valor concordante com a espessura nominal com uma precisão de  $\approx 0,1$  mm), quer verificando-o com o auxílio de uma régua metálica, colocada sobre a superfície da *tray*. Este “efeito” pode ser de fabrico ou ter sido criado durante o aperto das *trays* no conjunto do filtro, e/ou durante o processo de enchimento. A importância do encurvamento parece agravar-se com o tamanho da área escavada (constatação feita no decurso do trabalho).

A finalizar esta secção, apresenta-se uma referência muito breve aos instrumentos de medida usados nestes estudos. Foram usadas uma régua metálica (de precisão igual a 0,5 mm), e uma craveira (*Mitutoyo*, de precisão igual a 0,02 mm). A balança usada nas pesagens é uma balança digital de cozinha de precisão igual a  $\pm 1$  g e que mede até 5 kg. A sua calibração foi realizada usando uma balança de precisão (*Kern*, modelo 280-7430, de precisão igual a  $\pm 0.005$  g) que mede valores até 500 g.

A figura seguinte (Figura 13) apresenta a relação entre os valores lidos nas duas balanças, e a análise do gráfico mostra uma relação linear entre os valores de ambas, que pode ser confirmada pelo valor do coeficiente de correlação apresentado ( $R^2 = 1$ ). O valor do declive da recta que melhor aproxima esta relação é aproximadamente igual à unidade, o que corrobora a exactidão da balança digital usada nos estudos.





**Figura 13.** Relação entre os valores da balança de precisão e os valores da balança digital utilizada.

## **CAPÍTULO III**

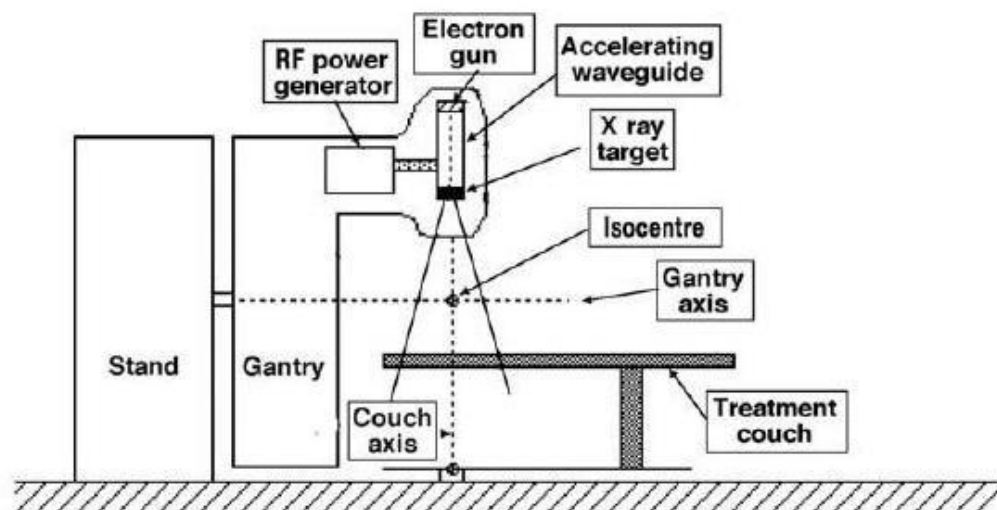


# **MONTAGEM DO FANTOMA DE ÁGUA E ALINHAMENTO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO**

### III.1. Acelerador linear

O acelerador linear médico acelera electrões com energias cinéticas de 4 a 25 MeV, usando campos de micro-ondas não-conservativos com uma amplitude de frequências de  $10^3$  a  $10^4$  MHz, sendo que a maioria opera a, aproximadamente, 2856 MHz [17].

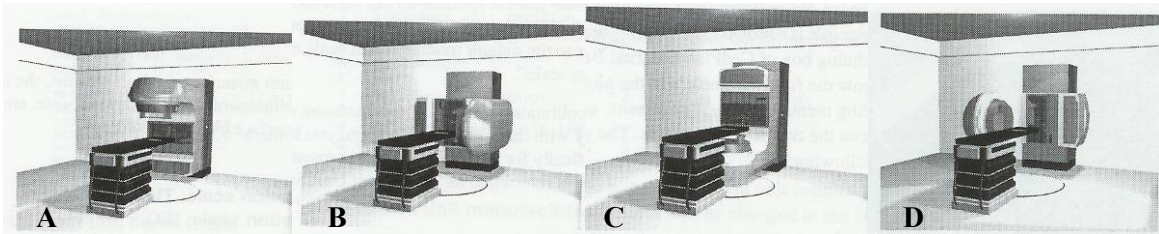
Num acelerador linear, os electrões são acelerados com trajectórias rectas em estruturas denominadas por guia de ondas. Os campos de micro-ondas de elevada potência, usados para a aceleração de electrões em guias de ondas, são produzidos através da desaceleração de electrões em potenciais retardadores, em aparelhos especializados designados por *magnetrons* e *klystrons* (Figura 14) [17].



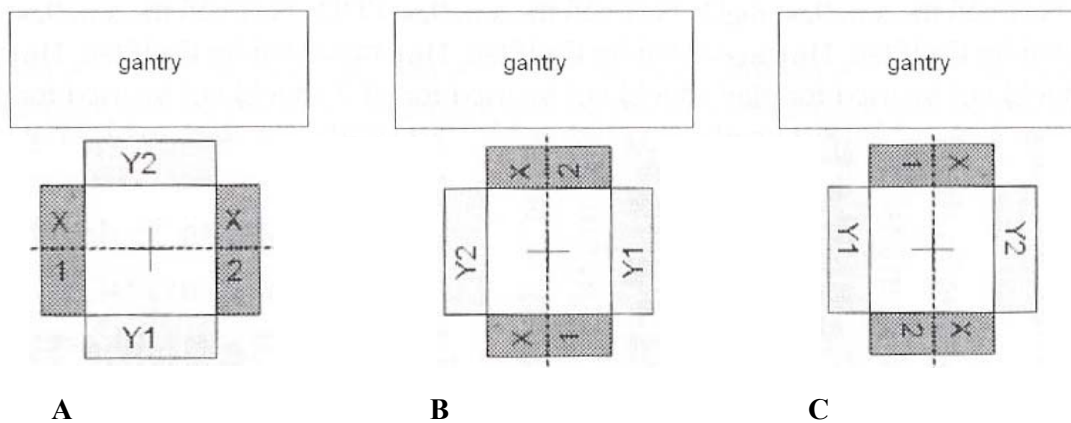
**Figura 14.** Esquema da constituição de um acelerador linear médico. Esta máquina produz apenas raios X com energias até 4 ou 6 MeV [17].

Os raios X para uso clínico são produzidos fazendo incidir electrões de grande energia num alvo de um material de elevado número atómico, como o tungsténio. Este alvo é suficientemente espesso para absorver a maioria dos electrões incidentes. Como resultado das interacções dos electrões com os núcleos do material que constitui o alvo, os electrões são desacelerados e uma parte da sua energia é emitida na forma de radiação electromagnética (radiação X). O espectro de energias de raios X obtido é contínuo, com energia máxima igual à dos electrões incidentes. É de notar que o feixe de raios X é heterogéneo em energia e é designado em MV (*megavolts*) [7].

Os aceleradores lineares são, geralmente, montados tendo em conta um isocentro mecânico, que corresponde à intersecção entre os eixos de rotação da *gantry* e da rotação do colimador ou da mesa de tratamento. Na figura 15, ilustra-se o movimento de rotação da *gantry*, enquanto que na figura 16, o da rotação do colimador. Na figura 27 encontram-se igualmente representadas as mandíbulas (*jaws* – X1 e X2; Y1 e Y2) que constituem o sistema de colimação primário do feixe e que definem o tamanho de campo de tratamento. Para o acelerador linear Clinac 600C da *Varian Medical Systems*, instalado no Serviço de Radioterapia dos Hospitais da Universidade de Coimbra (Figura 17), estas mandíbulas definem campos simétricos ou assimétricos até 40x40 cm<sup>2</sup>.



**Figura 15.** Movimento de rotação da *gantry* do acelerador linear. *Gantry* a: (A) 0°; (B) 90°; (C) 180°; (D) 270° [adaptado de 18].



**Figura 16.** Esquema da rotação do colimador do ponto de vista do feixe de radiação. (A) Colimador a 0°; (B) Rotação de 90° no sentido anti-horário; (C) Rotação de 90° no sentido horário [adaptado de 18].



**Figura 17.** Acelerador linear Clinac 600C da *Varian Medical Systems*, instalado no Serviço de Radioterapia dos Hospitais da Universidade de Coimbra.

### **III.2. Câmara de ionização**

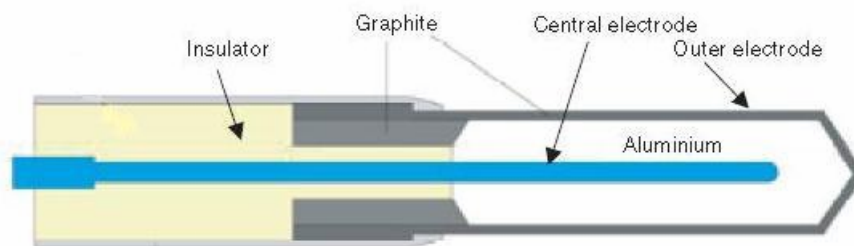
A câmara de ionização é um dos tipos de detectores de radiação existentes, e como os contadores proporcionais e os contadores *Geiger-Müller*, o seu sinal de saída é originado por pares de iões produzidos dentro do gás que preenche o detector [19]. Quando uma partícula com suficiente energia cinética passa através de um gás, as interacções com os electrões orbitais dos átomos ou moléculas do meio, originam quer átomos/moléculas excitadas quer ionizadas [17]. No caso de ocorrer ionização, obtém-se um ião positivo e um electrão livre, os quais se designam por *par de iões* [19]. Estes, quando se aplica uma diferença de potencial entre os eléctrodos da câmara de ionização, suficiente para que a recombinação seja desprezável mas inferior ao limiar de multiplicação, derivam sob a acção do campo eléctrico criado no interior da referida câmara, em direcção aos eléctrodos respectivos. É este movimento das cargas que origina o sinal (corrente) de saída da câmara de ionização que é proporcional à densidade de ionização criada pela radiação incidente (ou seja, a dose).

Um modelo típico de câmaras de ionização é a *thimble<sup>6</sup> chamber*. Esta é, basicamente, constituída por uma cavidade preenchida com ar e por dois eléctrodos: a superfície interna da parede da câmara é revestida por um material, que a torna electricamente condutora, e o eléctrodo central colector, que é constituído por um material de baixo número atómico, como

<sup>6</sup> *Thimble* significa dedal. A parede da câmara de ionização tem a forma de um dedal de costura, daí o nome.

a grafite ou o alumínio (Figura 18) [7 e 17]. A parede da câmara e o eléctrodo colectador estão separados por um isolador, para reduzir a corrente de fuga quando a tensão polarizadora é aplicada à câmara (Figura 18) [17]. Uma tensão apropriada é aplicada entre os dois eléctrodos, de modo a capturar os iões produzidos na cavidade preenchida com ar [7]. As medidas com câmaras de ionização ventiladas requerem correcção de pressão e temperatura, de modo a se considerar a variação na massa de ar presente na câmara, a qual se altera com a pressão e temperatura ambientes [17].

Neste trabalho, utilizaram-se duas câmaras de dedal de  $0,125 \text{ cm}^3$  (PTW – Freiburg) resistentes à água, que estão acopladas a um cabo igualmente à prova de água. Estes cabos providenciam a sua ligação ao cabo que vem do electrómetro, e que tem como objectivo quer a polarização da câmara de ionização, quer a condução do sinal de corrente de saída (Figura 19).



**Figura 18.** Constituição geral de uma *thimble chamber* [adaptado de 17].



**Figura 19.** *Thimble chamber* de  $0,125 \text{ cm}^3$ .

### III.3. Electrómetro

O electrómetro é um instrumento que mede baixas correntes (valores inferiores ou da ordem dos  $10^{-9}$  A) e também carga [17], e é caracterizado por ter uma alta impedância de entrada.

Neste trabalho, foram utilizados os electrómetros TANDEM e UNIDOS (ambos da PTW – Freiburg) (Figura 20). O primeiro foi usado nas medidas dos perfis de dose no processo de alinhamento da câmara de ionização no feixe de radiação; o segundo foi utilizado durante as medidas do estudo de reprodutibilidade da montagem diária do fantoma de água, e durante as realizadas para a medida do coeficiente de atenuação efectivo.



**Figura 20.** (A) Electrómetro TANDEM de dois canais (PTW – Freiburg); (B) Electrómetro UNIDOS (PTW – Freiburg).

Uma vez que o electrómetro UNIDOS desempenha um papel central nas medidas do coeficiente de atenuação, foi avaliada a sua estabilidade juntamente com a câmara de ionização usada, assim como foi verificada a consistência da medida do UNIDOS para os dois modos de operação (de carga e de corrente) e para as três escalas (*Low*, *Medium* e *High*).

A estabilidade do UNIDOS, juntamente com a câmara de ionização a ser utilizada nas medidas, foi avaliada com o padrão de Estrôncio – 90 ( $^{90}\text{Sr}$ ) (Figura 21) (PTW – Freiburg) e verificou-se uma variação inferior a 0,1%, relativamente ao valor da data de calibração de

2003 do respectivo electrómetro<sup>7</sup>. De acordo com a Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA (*International Atomic Energy Agency*) TRS – 398 [20]), são aceitáveis variações até 1% ao ano.

A consistência das medidas para as várias escalas e modos de operação do UNIDOS, foi testada usando um dispositivo, o UNITEST (PTW – Freiburg) (Figura 22). Relativamente a medidas semelhantes realizadas em 2000 (ano de compra do equipamento), foram obtidas diferenças inferiores a 0,2%. O manual PTW – UNITEST refere que as escalas de leitura, para cada modo, estão dentro das especificações, se o desvio-padrão das diversas medidas for inferior a 1%; nos nossos testes foi obtido um desvio-padrão inferior a 0,3%.



**Figura 21.** Padrão de Estrôncio – 90 (PTW – Freiburg).



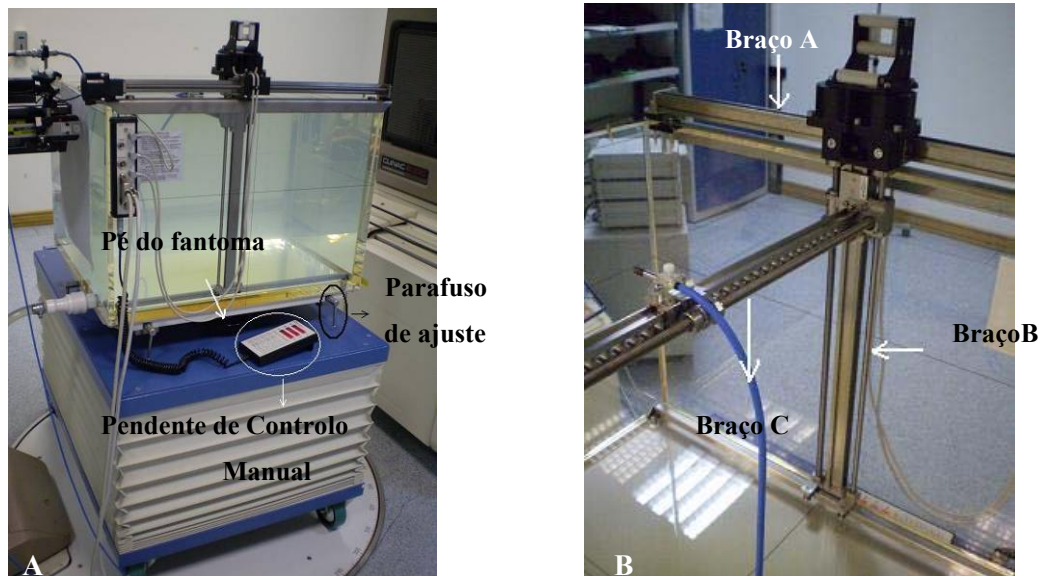
**Figura 22.** UNITEST (PTW – Freiburg) para verificar a consistência dos valores medidos pelo UNIDOS, nas diferentes escalas e modos de operação.

<sup>7</sup> O UNIDOS tem um Certificado de Calibração em carga (datado de 2003), tendo sido já pedida nova calibração ao ITN (Instituto Tecnológico e Nuclear).



### III.4. As ligações dentro do *bunker* de radiação<sup>8</sup>

O fantoma de água (modelo MP3 da PTW – Freiburg, de dimensões 734x636x523 mm<sup>3</sup> e capacidade aproximada de 200 L), é composto por um mecanismo de movimentação tridimensional, formado por três braços mecânicos A, B e C segundo as direcções dos eixos x, z e y, respectivamente (precisão mecânica dos braços de 0,1 mm) (Figura 23). Este mecanismo é ligado por dois cabos à Unidade de Controlo (PTW – Freiburg) (Figura 26). O braço C possui um suporte para a colocação da câmara de ionização (câmara de campo) (Figura 24). O posicionamento da câmara, num qualquer ponto, pode ser realizado pelo pendente de controlo manual (dentro do *bunker*) ou pelo software MEPHYSTO (PTW – Freiburg) (no exterior do *bunker*) (Figura 23).



**Figura 23.** (A) Fantoma de água (modelo MP3 da PTW – Freiburg); (B) O mecanismo de movimentação tridimensional.

As câmaras de campo e de referência são ligadas ao electrómetro TANDEM, que as polariza, e este liga-se à Unidade de Controlo (Figura 26).

<sup>8</sup> O *bunker* de radiação é a sala onde se encontra o acelerador linear e a mesa sobre a qual o doente se deita para receber o tratamento com radiação. Por questões de protecção radiológica dos profissionais, o *bunker* apresenta um labirinto desde a porta de entrada ao acelerador, e as paredes e a porta são espessas, sendo construídos usualmente em betão baritado e chumbo, respectivamente.

O reservatório de água (PTW – Freiburg) encontra-se ligado ao fantoma através de uma mangueira de plástico, e possui válvulas que controlam a entrada de água para o reservatório e a saída para o fantoma (Figuras 25 e 26).

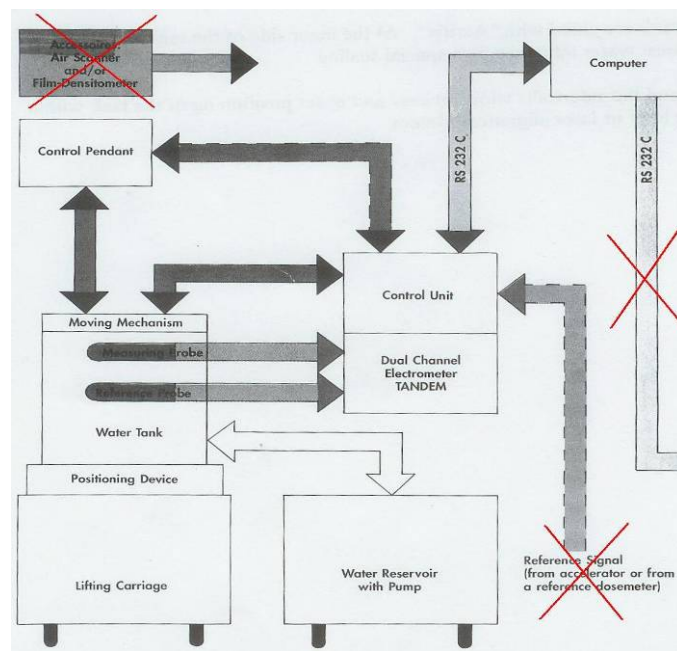
Por último, a Unidade de Controlo é ligada a um computador que se encontra no exterior do *bunker* (Figura 26).



**Figura 24.** Câmara de ionização (câmara de campo) colocada no suporte do braço C.



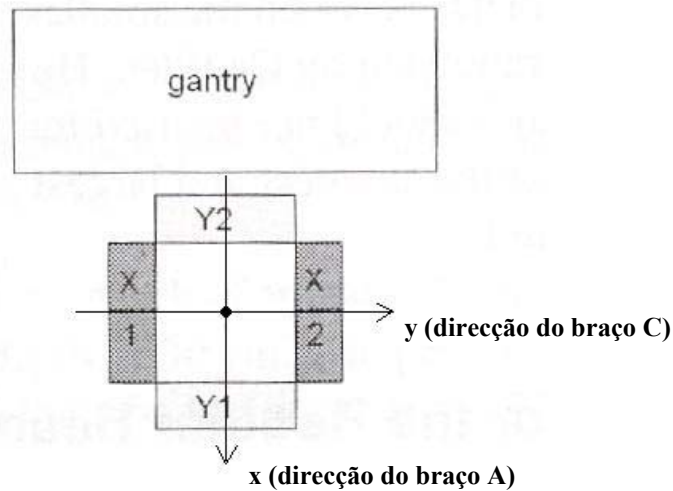
**Figura 25.** Ligação do reservatório de água ao fantoma, através de uma mangueira de plástico.



**Figura 26.** Esquema ilustrativo das principais ligações efectuadas dentro do *bunker* aquando da montagem do tanque [adaptado de 21].

### **III.5. Montagem e alinhamento do fantoma de água**

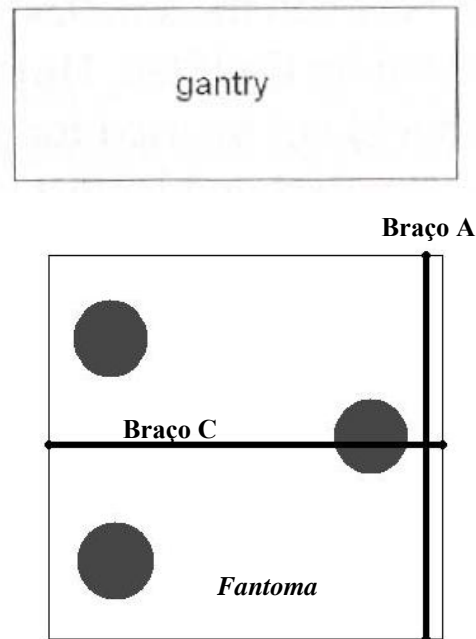
Com a *gantry* e colimador a zero graus, coloca-se o fantoma de água debaixo da cabeça do acelerador linear, de modo a que as linhas do centro geométrico do fantoma coincidam com a projecção do retículo. Em seguida, usando a luz de campo, procede-se ao alinhamento do braço C de modo a ficar paralelo ao par de *jaws* (mandíbulas) Y1 e Y2. Se necessário, corrige-se a orientação do braço C, rodando todo o fantoma, usando uns parafusos que nele existem para o efeito (Figura 23). O objectivo é que a câmara de ionização se desloque perpendicularmente às mandíbulas Y1 e Y2, no movimento realizado pelo braço A (d direcção x) e perpendicularmente às mandíbulas X1 e X2, no movimento realizado pelo braço C (d direcção y) (Figura 27).



**Figura 27.** Esquema das mandíbulas do colimador do ponto de vista do feixe de radiação [adaptado de 18].

Seguidamente, o fantoma é cheio com a água do reservatório até que o nível de água fique, aproximadamente, à SSD<sup>9</sup> de 100 cm (ajuste grosseiro usando, por exemplo, os lasers). Depois, é necessário posicionar o fantoma de modo a que o plano XY, correspondente ao movimento da câmara segundo os braços A e C, seja paralelo à superfície da água, ou seja, horizontal e, por conseguinte, perpendicular ao feixe de radiação. Para isso, usando a câmara de ionização colocada no suporte do braço C, e utilizando os três pés do fantoma, ajustáveis em altura (i.e. na vertical), procura-se equilibrar o valor da coordenada correspondente ao braço B (eixo z), em que a câmara toca a superfície da água em pontos, verticalmente, sobre os três pés do fantoma (Figuras 23 e 28). Com este procedimento conseguem-se diferenças entre as profundidades da câmara, nesses pontos, inferiores a 0,2 – 0,3 mm.

<sup>9</sup> SSD são as iniciais de *Source-to-Surface Distance*.



**Figura 28.** Esquema da orientação dos três pés do fantoma em relação à gantry do acelerador linear [adaptado de 18].

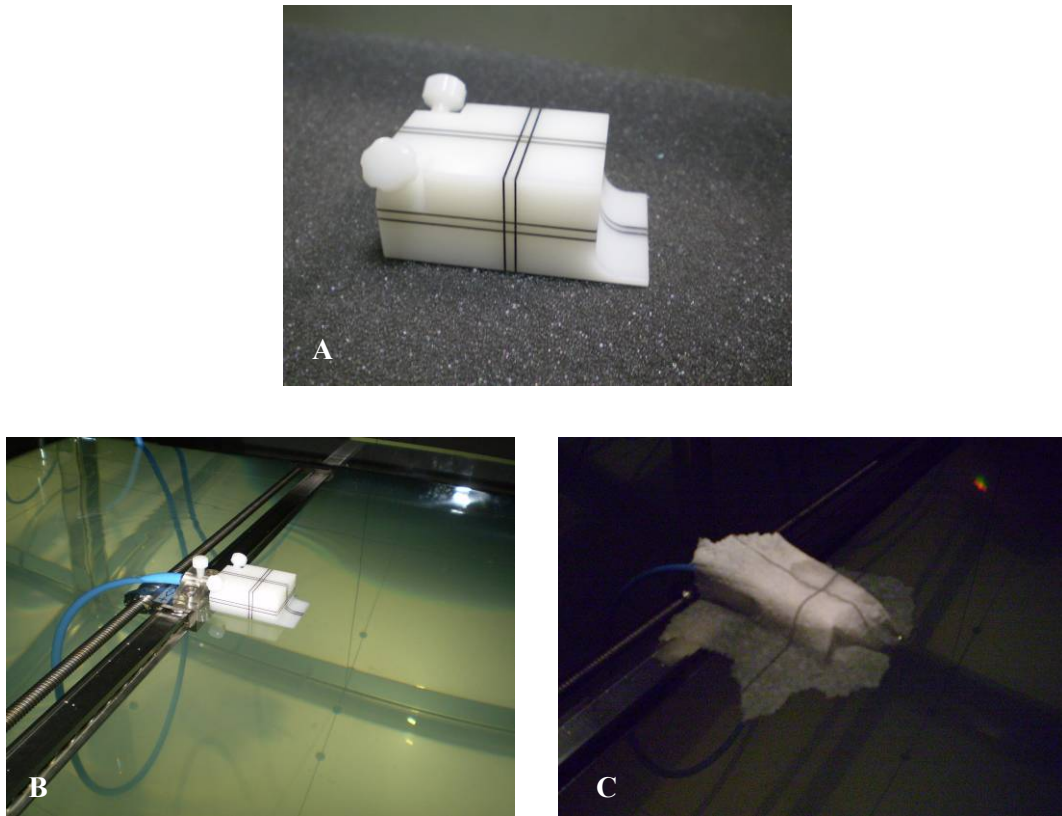
### **III.6. Alinhamento da câmara de ionização**

A câmara de ionização começa por ser alinhada à superfície da água, no plano XY, usando um dispositivo de *perspex* que contém marcações na sua superfície e que possibilita fazer o alinhamento com a projecção do retículo do acelerador, usando a luz de campo (Figura 29). Em seguida, a altura da água no fantoma é corrigida usando um ponteiro de referência calibrado, de forma a colocar, com precisão sub-milimétrica, a SSD igual a 100 cm (Figura 30).

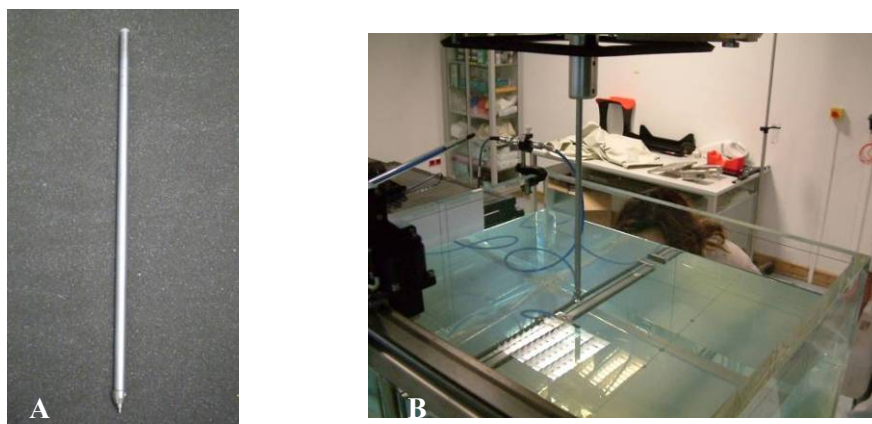
Por último, é realizado o alinhamento vertical (d direcção z, braço B) da câmara de ionização, de forma a que o seu centro se localize à superfície da água (Figura 31A). Esta posição é corrigida de 1,6 mm<sup>10</sup> em profundidade para compensar, quer o efeito da perturbação nas medidas introduzido pelo volume de ar da câmara de ionização, quer pela não equivalência à água dos materiais das paredes e eléctrodo central da câmara de ionização (Figura 31B).

<sup>10</sup> De acordo com o IAEA TRS - 398 [20].

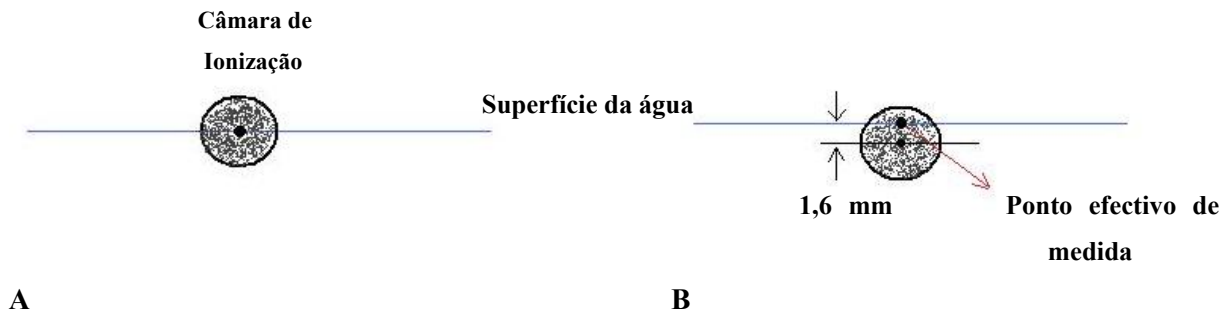




**Figura 29.** (A) Dispositivo de *perspex* que possibilita o alinhamento visual da câmara de ionização no plano XY; (B) Colocação do dispositivo de *perspex* na câmara de ionização; (C) Alinhamento da câmara de ionização no plano XY, usando a luz de campo e a projecção do retículo do acelerador (o dispositivo está coberto com papel para facilitar a visualização do retículo).



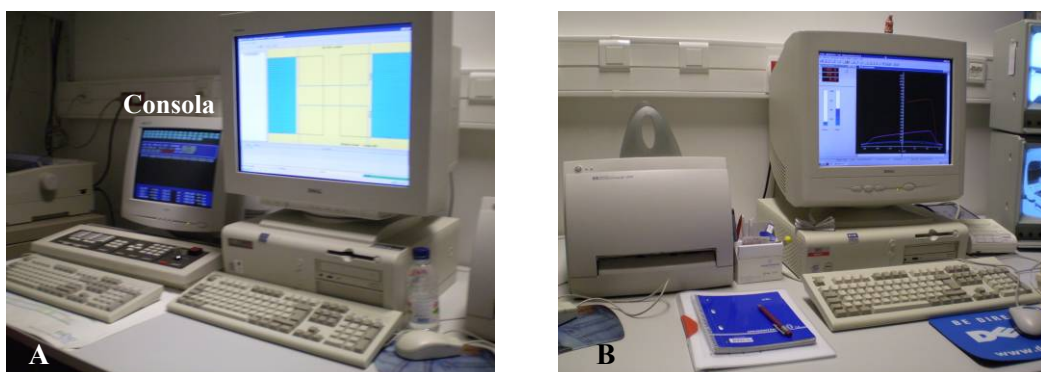
**Figura 30.** (A) Ponteiro de referência calibrado; (B) Ponteiro de referência colocado num suporte específico, sobre o tanque de água, possibilitando a correcção visual da SSD para 100 cm.



**Figura 31.** (A) Alinhamento da câmara de ionização em z; (B) O ponto efectivo de medida é 1,6 mm acima do centro da câmara de ionização.

### III.7. Exterior do bunker de radiação

No exterior do *bunker* encontra-se a consola, que permite o controlo remoto do acelerador linear, quer seja a angulação da *gantry* ou a rotação do colimador, quer seja a especificação do tamanho de campo e das unidades de monitor<sup>11</sup> (MU) pretendidas, etc; encontra-se, também, o computador que tem instalado o software MEPHYSTO (Figura 32). Este software permite controlar remotamente o movimento da câmara e representa, em tempo real, as curvas que correspondem às medidas dos perfis de dose realizadas; encontram-se ainda, fora do *bunker*, dois monitores de vídeo-vigilância que possibilitam a visualização do interior do *bunker* (duas vistas diferentes) (Figura 33).



**Figura 32.** (A) Consola que permite o controlo do acelerador linear; (B) Computador que possibilita o acesso ao software MEPHYSTO.

<sup>11</sup> Unidades de monitor (MU): termo usado para designar, em unidades do acelerador, o tempo durante o qual é produzida radiação.



**Figura 33.** Monitores ligados à câmara de vigilância que permitem a visualização do interior do *bunker*.

### **III.8. Correção do alinhamento da câmara de ionização**

Após a montagem do fantoma de água e o alinhamento da câmara de ionização, são medidos dois perfis de dose correspondentes às direcções x e y e à profundidade de 11 mm, com o objectivo de corrigir o alinhamento da câmara com o campo de radiação. Os valores de que se deve deslocar a câmara de ionização, relativamente ao seu alinhamento visual, são fornecidos através da análise aos perfis realizados pelo MEPHYSTO.

Depois de corrigido o alinhamento à profundidade de 11 mm, são também realizados perfis à profundidade de 100 mm, de forma a avaliar a inclinação da direcção de medida z (braço B) relativamente ao eixo do centro do campo de radiação. Valores típicos que se obtêm para os desvios nas duas dimensões são de 0,5 mm em x e 0,1 mm em y, valores sem significado.



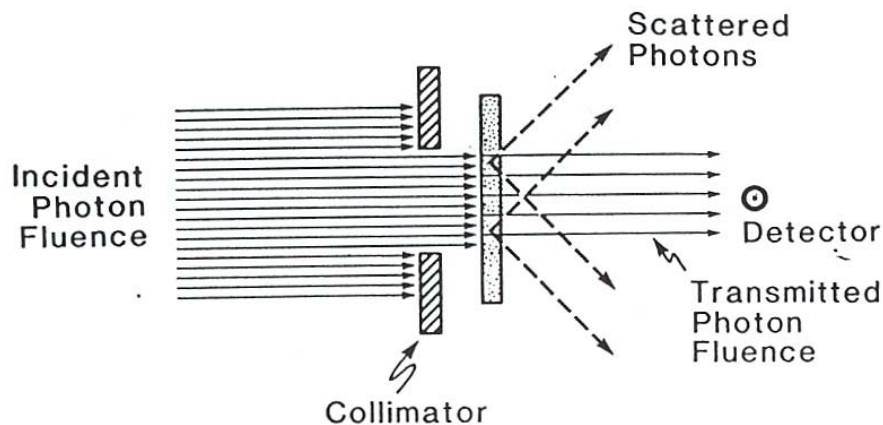
## **CAPÍTULO IV**



# **MEDIDAS DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO EFECTIVO**

#### IV.1. Coeficiente de atenuação linear

O coeficiente de atenuação linear é determinado, experimentalmente, sob condições específicas: um feixe de fótons monoenergéticos colimado incide num material absorvente do qual se faz variar a espessura; um detector é colocado a uma distância fixa da fonte e suficientemente afastada do material absorvente, de tal modo que apenas os fótons primários (fótons que passam pelo material absorvente, sem interagir com este) são medidos pelo detector, enquanto que os fótons que interagem com os átomos do material são absorvidos ou desviados - *scattered photons* (Figura 34) [7].

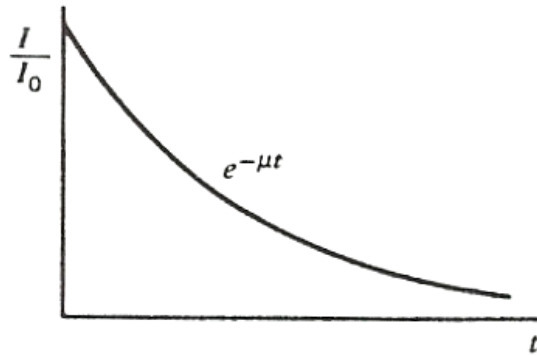


**Figura 34.** Esquema que ilustra a experiência para o estudo da atenuação de feixes monoenergéticos colimados incidentes num material absorvente. As medidas realizam-se em condições de “geometria óptima” [7].

Segundo a “geometria óptima” (i.e. onde os fótons dispersados não são medidos pelo detector) descrita anteriormente, a redução do número de fótons ( $dN$ ) é proporcional ao número de fótons incidentes ( $N$ ) e à espessura do material absorvente ( $dt$ ); matematicamente, pode escrever-se:  $dN \propto Ndt$ , ou ainda,  $dN = -\mu Ndt$ <sup>12</sup>, onde  $\mu$  é a constante de proporcionalidade, designada por coeficiente de atenuação. A equação referida pode ser reescrita em termos de intensidade ( $I$ ), obtendo-se:  $dI = -\mu I dt \Leftrightarrow \frac{dI}{I} = -\mu dt$ . Se a espessura  $t$  for expressa como um comprimento, então  $\mu$  é designado por *coeficiente de atenuação*

<sup>12</sup> O sinal negativo na expressão indica que o número de fótons diminui com o aumento da espessura do material absorvente.

linear. A equação diferencial anterior pode ser resolvida, obtendo-se a seguinte relação:  $I(t) = I_0 e^{-\mu t}$ , onde  $I(t)$  é a intensidade transmitida através de um material absorvente de espessura  $t$  e  $I_0$  é a intensidade incidente nesse material [7]. A atenuação de um feixe monoenergético é, assim, uma função exponencial da espessura (Figura 35) [7].



**Figura 35.** Atenuação exponencial do feixe de radiação medido sob “óptimas” condições geométricas [adaptado de 19].

O coeficiente de atenuação linear pode, então, ser obtido matematicamente através da expressão:

$$\mu = -\frac{\ln\left(\frac{I}{I_0}\right)}{t}.$$

## **IV.2. Coeficiente de atenuação efectivo**

O feixe produzido por um gerador de raios X, e.g. um acelerador linear, não é um feixe monoenergético; é, pelo contrário, um espectro contínuo de energias de fotões. A atenuação de um feixe deste tipo não é, por isso, uma exponencial simples, e o declive da curva de atenuação diminui com o aumento da espessura do material absorvente, uma vez que este remove, preferencialmente, os fotões de baixa energia. À medida que a espessura deste material aumenta, a energia média do feixe que é transmitido aumenta, ou seja, o feixe é progressivamente endurecido, aumentando, também, o seu poder de penetração [7].

O facto de o feixe produzido por um acelerador linear não ser monoenergético e o facto do sistema de planeamento **CadPlan** não considerar, para o cálculo da dose num ponto, a contribuição dos fotões dispersos no material do filtro compensador, torna necessário

considerar um diferente coeficiente de atenuação, designado por *coeficiente de atenuação efectivo*, para a sua introdução no sistema de planeamento.

O coeficiente de atenuação efectivo ( $\mu_{ef}$ ) depende dos seguintes parâmetros: do já referido espectro de energia do feixe; da distância ao eixo central, i.e. o *off-axis* (OA); da distância da fonte à superfície de medida, i.e. a SSD; da espessura  $t$  do filtro compensador; do tamanho do campo de radiação – *field size* (FS) e ainda, da profundidade do plano de compensação ( $z$ ).

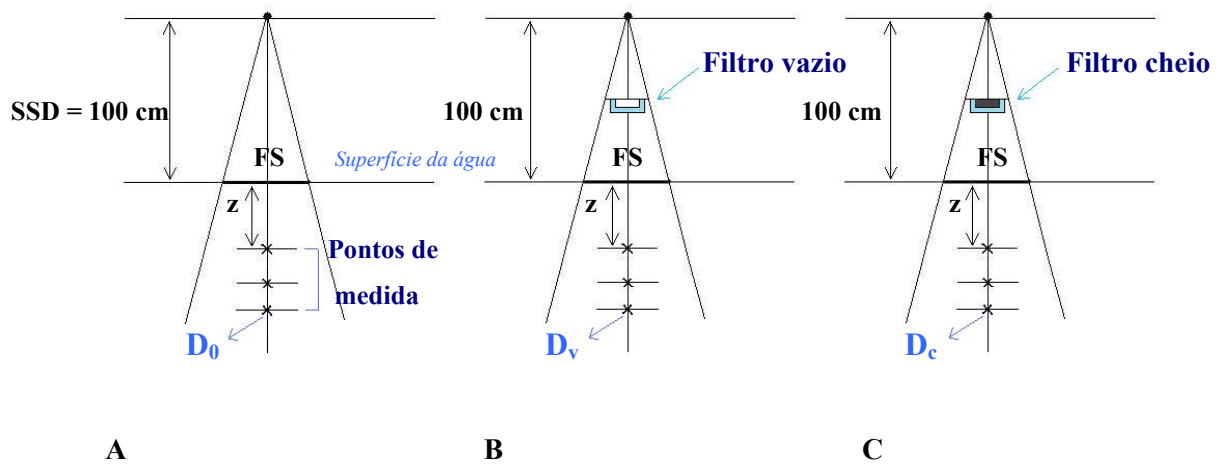
Diferentes referências bibliográficas [22 - 25] referem que a dependência mais forte do coeficiente de atenuação efectivo é com  $t$ , FS e  $z$  e será, portanto, a dependência nestes parâmetros que irá ser estudada neste trabalho. A dependência na espessura do filtro e na profundidade está relacionada com o endurecimento do feixe. A dependência com o tamanho de campo é devida ao efeito de dispersão dos fotões primários do feixe, que resulta da interacção com o material de que é constituído o filtro. Com o aumento do tamanho de campo, a quantidade de radiação dispersada que alcança o detector (câmara de ionização) é maior, e portanto a atenuação é, nesta situação, menor [10].

### **IV.3. Configuração geométrica e metodologia escolhida para as medidas do coeficiente de atenuação efectivo**

A geometria escolhida para realizar as medidas do coeficiente de atenuação efectivo é uma configuração de SSD fixa (Figura 36), i.e. a distância entre a fonte e a superfície de água do fantoma permanece fixa e igual a 100 cm, durante a realização das medidas; é a câmara de ionização que é deslocada para os diversos pontos de medida. Esta geometria foi usada, em primeiro lugar, por ser a mais encontrada na literatura [8, 10, 11, 26] e, também, porque as medidas de dosimetria básica realizadas para configurar o sistema de planeamento **CadPlan** foram realizadas usando esta configuração geométrica.

As medidas necessárias para calcular o coeficiente de atenuação efectivo são realizadas em três momentos distintos (correspondentes a dias diferentes) mas em condições semelhantes (mesma profundidade e tamanho de campo):

- 1.º: Medidas de dose em campo aberto ( $D_0$ ) (Figura 36A);
- 2.º: Medidas de dose com o filtro vazio ( $D_v$ ) (Figura 36B);
- 3.º: Medidas de dose com o filtro cheio com o granulado de ferro ( $D_c$ ) (Figura 36C).



**Figura 36.** Configuração geométrica escolhida (SSD fixa) e as variáveis em estudo. (A) Medidas de dose, em vários pontos de medida, em campo aberto ( $D_0$ ); (B) Medidas de dose, em vários pontos de medidas, com o filtro vazio ( $D_v$ ); (C) Medidas de dose, em vários pontos de medida, com o filtro cheio ( $D_c$ ).

Conhecida a espessura  $t$  do filtro, o coeficiente de atenuação efectivo é calculado através da relação:

$$\mu_{ef} = -\frac{\ln\left(\frac{D_c}{D_v}\right)}{t}. \quad (\text{equação A})$$

O coeficiente de atenuação efectivo permitirá calcular o mapa de espessuras necessárias à compensação da dose num determinado plano situado à profundidade  $z$  e para um tamanho de campo FS.

Para além do mapa de espessuras do filtro, é necessário também calcular a correcção nas MU para a situação com o filtro. As medidas realizadas em campo aberto permitem calcular o *Output Factor* (OF), definido através do quociente  $OF = D_0 / D_c$ , que é a correcção que o sistema de planeamento deve realizar ao número de unidades de monitor calculadas em campo aberto, para obter as MU para a situação com filtro.

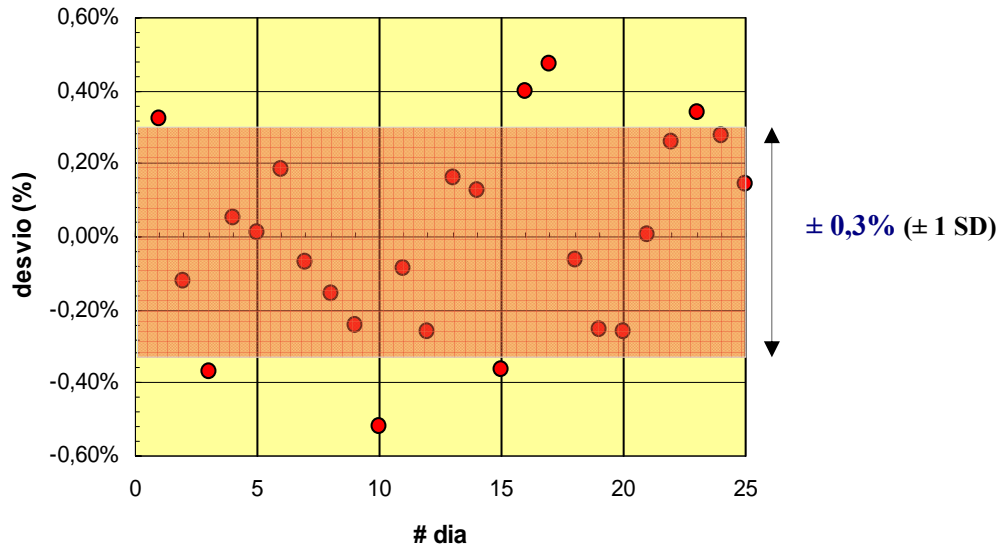
As medidas de dose  $D_0$ ,  $D_v$  e  $D_c$  correspondem aos valores directos medidos pelo electrómetro, corrigidos de pressão e temperatura (câmara de ionização ventilada). Para este efeito, foram utilizados um termómetro digital (GTA 175/MO – PTW - Freiburg) para monitorização da temperatura da água do fantoma, e um barómetro de precisão (PTW – Freiburg) para a medida da pressão atmosférica no interior do bunker.

#### **IV.4. Estudo da reprodutibilidade da montagem do fantoma de água e avaliação da incerteza na medida da dose**

As medidas relativas a este estudo tiveram início ainda na fase de treino da montagem do fantoma de água e alinhamento da câmara de ionização, e prolongaram-se durante o restante tempo em que decorreram as experiências. Estas medidas foram sempre efectuadas imediatamente após o alinhamento da câmara de ionização (de acordo com o descrito na secção III.6.), precedendo, desta forma, quaisquer outras medidas realizadas.

Estas medidas encerram dois objectivos: primeiro, a detecção de possíveis incorrecções no procedimento de montagem/alinhamento do fantoma/câmara de ionização e, em segundo lugar, estimar a incerteza associada à medida da dose nestas condições.

Este estudo foi realizado usando a geometria ilustrada na figura 36A. A câmara de ionização foi colocada à profundidade de 5 cm e foi escolhido o campo de radiação de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, para uma irradiação com 200 MU. Na figura 37 representam-se os desvios percentuais, relativamente ao valor médio, das medidas realizadas ao longo dos diversos dias, corrigidos do valor da deriva do acelerador. Esta deriva foi medida usando um dispositivo, o LINACHECK (PTW – Freiburg), que foi colocado no caminho do feixe de radiação, antes da montagem do fantoma. Considerando um intervalo de confiança de um desvio-padrão, estes resultados indicam uma incerteza associada à medida experimental da dose de  $\pm 0,3\%$  (Figura 37).

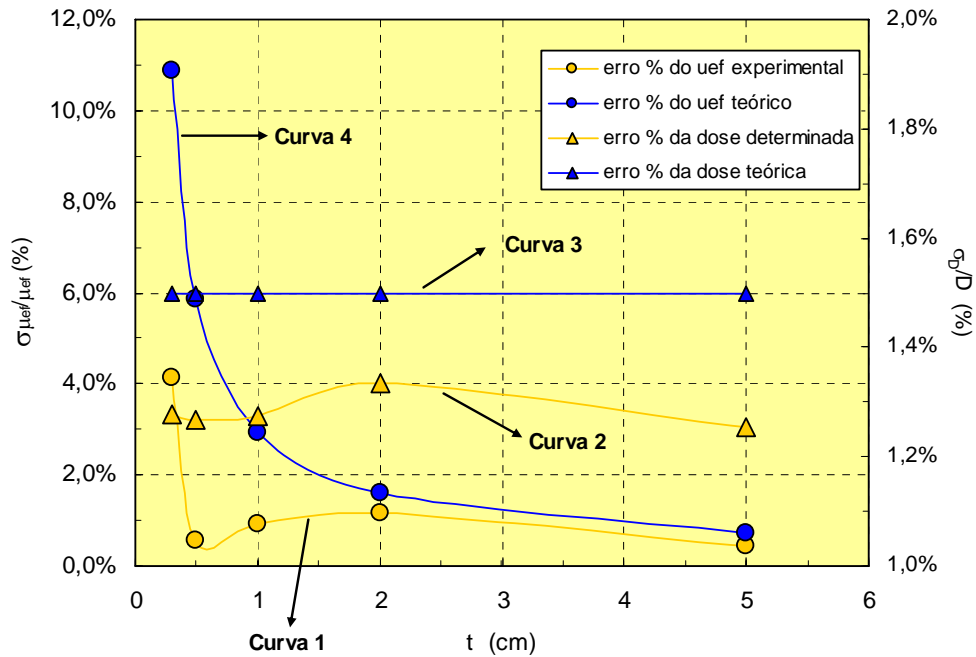


**Figura 37.** Gráfico relativo ao estudo da reprodutibilidade da montagem diária do fantoma de água.

#### **IV.5. Estudo da reprodutibilidade da medida do coeficiente de atenuação efectivo. Incertezas na determinação do coeficiente de atenuação e na dose final.**

Para este estudo foram construídas três séries de filtros “idênticos” com as espessuras: 3, 5, 10, 20 e 50 mm. As medidas foram todas realizadas à profundidade de 5 cm e para dois tamanhos de campo: 4x4 cm<sup>2</sup> e 15x15 cm<sup>2</sup>.

Na figura 38 encontra-se representada a variação do erro percentual associado ao valor experimental do coeficiente de atenuação efectivo, em função da espessura do filtro (curva 1). Apesar da amostra ser pequena (apenas três séries de filtros), este resultado mostra que a incerteza na determinação do coeficiente de atenuação diminui com o aumento da espessura do filtro.



**Figura 38.** Gráfico relativo à variação do erro percentual associado ao coeficiente de atenuação efectivo e à variação do erro percentual associado à determinação da dose, com a espessura do filtro compensador.

Que implicação terá esta incerteza na determinação do coeficiente de atenuação efectivo, assim como a incerteza associada ao mapa de espessuras escavadas no filtro construído, na precisão da dose final obtida? Como a dose  $D$  se relaciona com o coeficiente de atenuação efectivo e a espessura  $t$  do filtro, através de  $D \propto \exp(-\mu_{ef}t)$ , podemos estimar a incerteza na dose final, aplicando a fórmula de propagação dos erros a esta expressão. Obtemos, para o erro percentual na dose final, a seguinte relação:

$$\frac{\sigma_D}{D} = \mu_{ef} \cdot t \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{\mu_{ef}}}{\mu_{ef}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_t}{t}\right)^2} \quad (\text{equação B})$$

Considerando para a incerteza, nas espessuras escavadas, a precisão da máquina de corte  $\approx 0,5$  mm, obtemos valores de  $\approx 1,3\%$  para a incerteza na determinação da dose final (curva 2 da figura 38).

Uma vez que a amostra é pequena, podemos estimar, através da equação B, o valor máximo que poderá ter a incerteza no coeficiente de atenuação efectivo (curva 4 da figura



38), para que a incerteza final na dose seja inferior a 1,5%<sup>13</sup> (curva 3 da figura 38). Observa-se da figura 38 que, para pequenas espessuras, a incerteza na determinação do coeficiente de atenuação efectivo pode ser de  $\approx 10\%$ . São estes valores, correspondentes a incertezas finais na dose de 1,5%, que se encontram representados como barras de erro em algumas curvas de resultados da próxima secção.

#### **IV.6. Medidas do coeficiente de atenuação efectivo e dos *output factor***

Para as medidas finais do coeficiente de atenuação efectivo e dos *output factor*, foram construídos filtros com espessuras de 0,3; 0,5; 1; 2; 3; 5 e 6 cm, e as medidas foram realizadas para campos de radiação quadrados, de lado igual a 4; 6; 8; 10; 12; 15 e 20 cm e às seguintes profundidades: 1,1; 3; 5; 8 e 12 cm. Os valores destes parâmetros foram escolhidos de forma a englobar o seu uso clínico (quer em localizações de cabeça e pescoço, quer para o uso de intensidade modulada noutras regiões do corpo).

Na figura 39A, B e C, mostra-se uma compilação dos resultados obtidos que ilustra a variação do coeficiente de atenuação efectivo com os parâmetros em estudo. Por outro lado, na figura 40A, B e C representa-se a dependência do *output factor* nestes mesmos parâmetros.

Estes resultados permitem, dentro da gama de valores dos parâmetros estudados, fazer as seguintes observações:

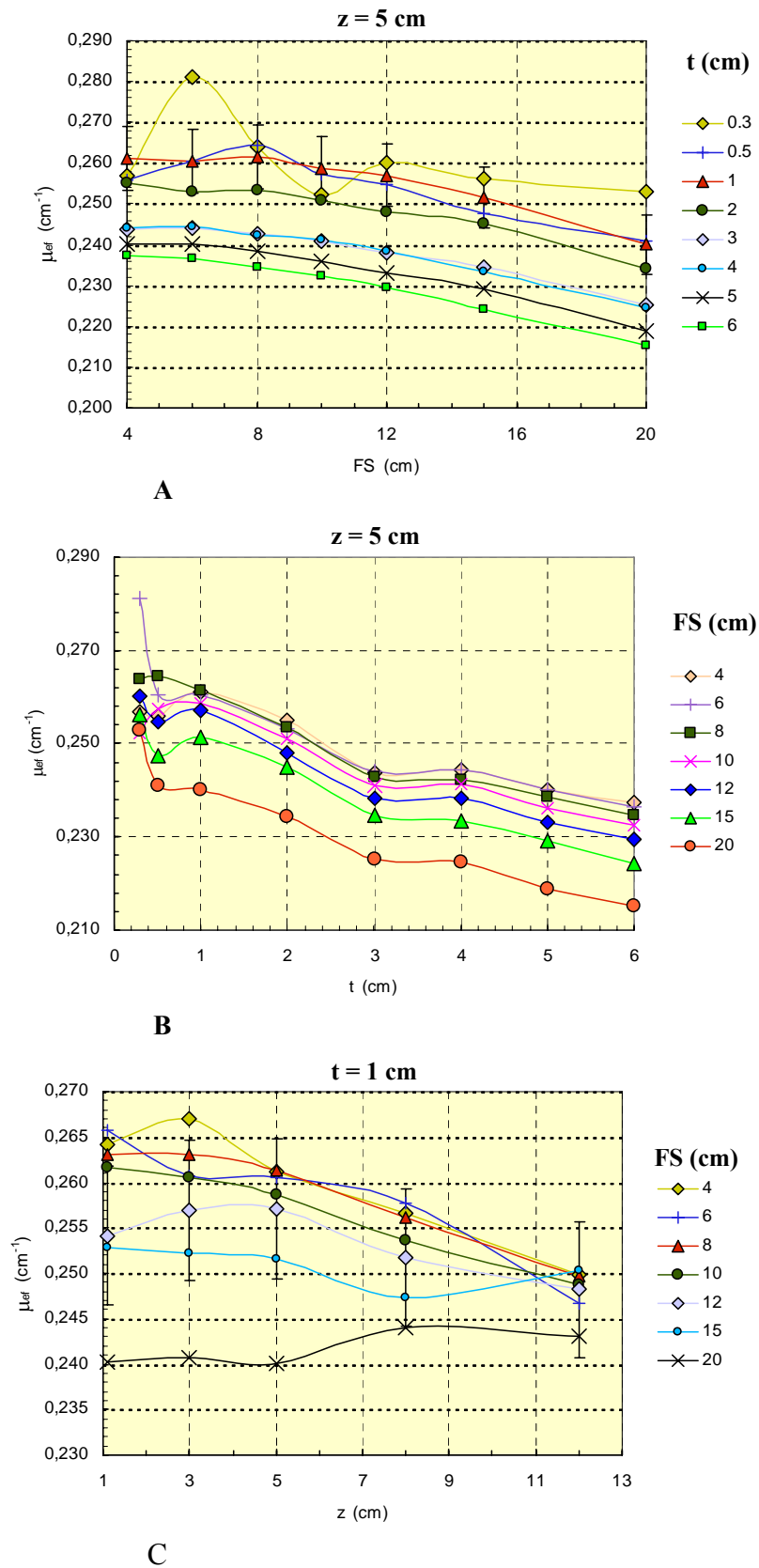
1.º: O coeficiente de atenuação efectivo do granulado de ferro, para a energia de raios X de 4 MV do acelerador linear - Clinac 600C da *Varian Medical Systems* - , apresenta valores que variam entre os 0,21 e os 0,28  $\text{cm}^{-1}$ ;

2.º: A dependência mais forte do coeficiente de atenuação efectivo é com  $t$  ( $\approx 20\%$ ), enquanto que a dependência mais fraca é com a profundidade, onde se observa apenas variações no coeficiente de atenuação efectivo de apenas 6%;

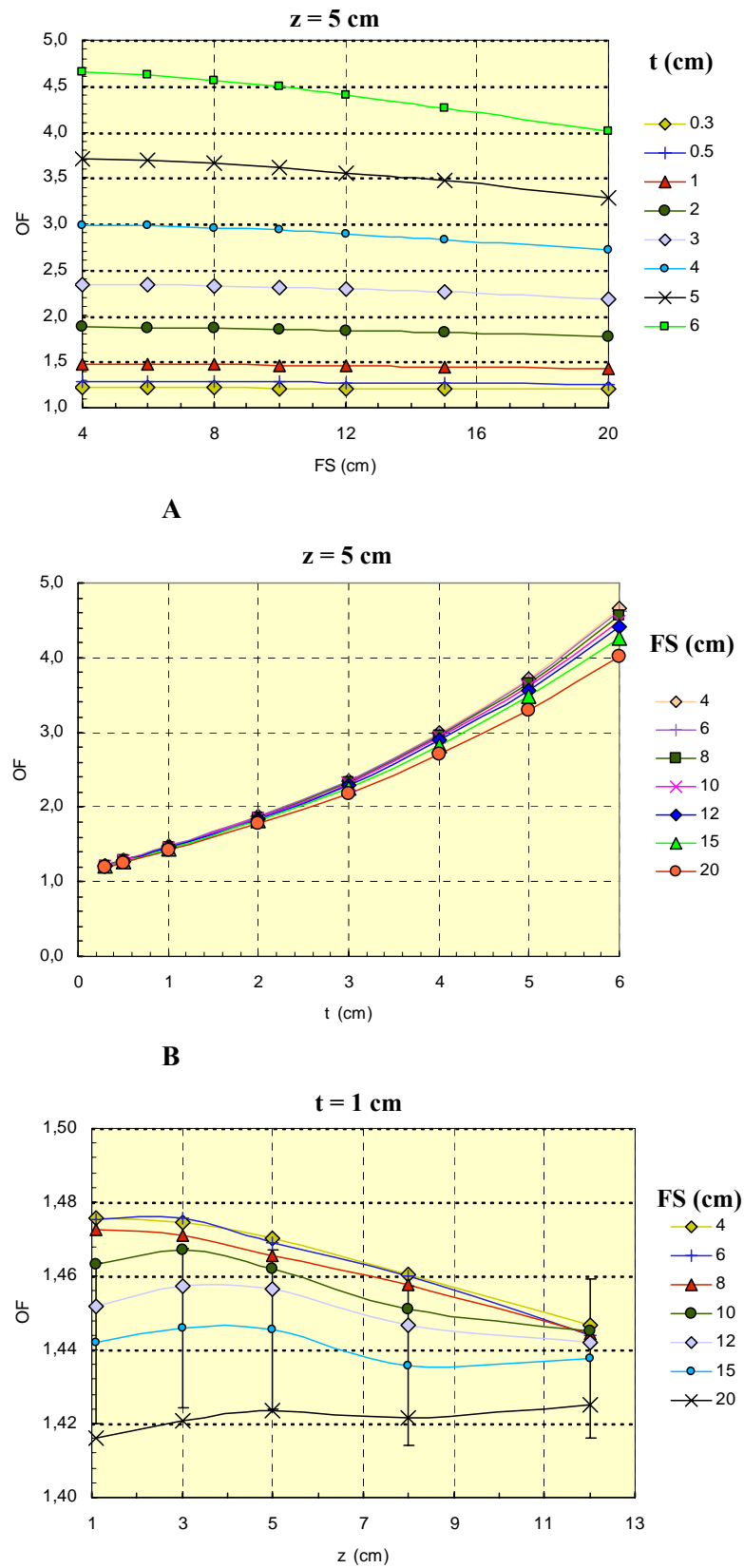
3.º: O valor do coeficiente de atenuação efectivo diminui com o aumento do valor de qualquer um dos parâmetros estudados ( $t$ , FS e  $z$ );

---

<sup>13</sup> De notar que a comparação entre distribuições de dose é usualmente realizada no domínio dose – distância, considerando-se aceitáveis diferenças até 3% - 3 mm [27].



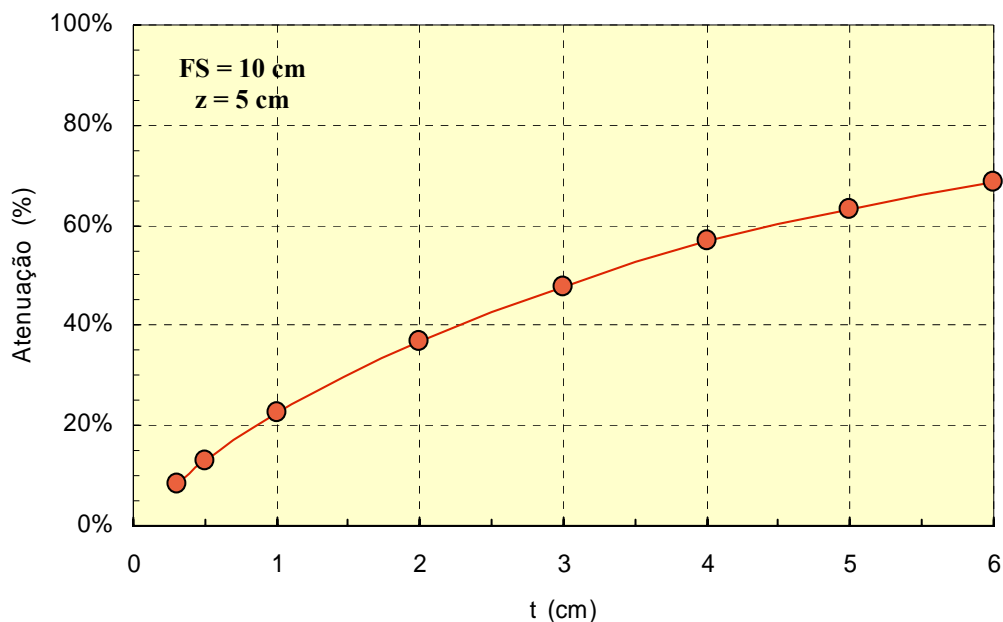
**Figura 39.** Variação do coeficiente de atenuação efectivo com  $t$ , FS e  $z$ . Variação do  $\mu_{\text{ef}}$  com: (A) FS à profundidade de 5 cm, para cada espessura de filtro estudada; (B)  $t$  à profundidade de 5 cm, para cada tamanho de campo estudado; (C)  $z$  para a espessura de filtro de 1 cm e para cada tamanho de campo estudado.



**Figura 40.** Variação do *output factor* com *t*, FS e *z*. Variação do OF com: (A) FS à profundidade de 5 cm, para cada espessura de filtro estudada; (B) *t* à profundidade de 5 cm, para cada tamanho de campo estudado; (C) *z* para a espessura de filtro de 1 cm e para cada tamanho de campo estudado.

4.º: As flutuações nos valores observados em algumas curvas estão dentro da barra de erro que traduz a incerteza máxima que o coeficiente de atenuação efectivo pode ter, de forma a garantir uma precisão da dose final melhor que 1,5%;

5.º: A maior dependência do *output factor* é, como seria de esperar, com a espessura do filtro. O inverso destes valores traduz a atenuação total do filtro, i.e., a atenuação do conjunto granulado + *trays* (a contribuição apenas das *trays* é de  $\approx 8\%$ ). Na figura 41 ilustra-se, a título de exemplo, a variação da atenuação do material do filtro em função da espessura, para um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e à profundidade de 5 cm. Observa-se que, para a gama estudada de espessuras dos filtros, correspondem atenuações entre os 8 e os 70%.



**Figura 41.** Gráfico relativo à variação da atenuação do material do filtro em função da espessura, para um campo quadrado de 10 cm de lado e à profundidade de 5 cm.

As dependências dos resultados no tamanho de campo de radiação, espessura do filtro e profundidade, podem ser justificadas através da contribuição da radiação dispersa no material do filtro e do endurecimento do feixe.

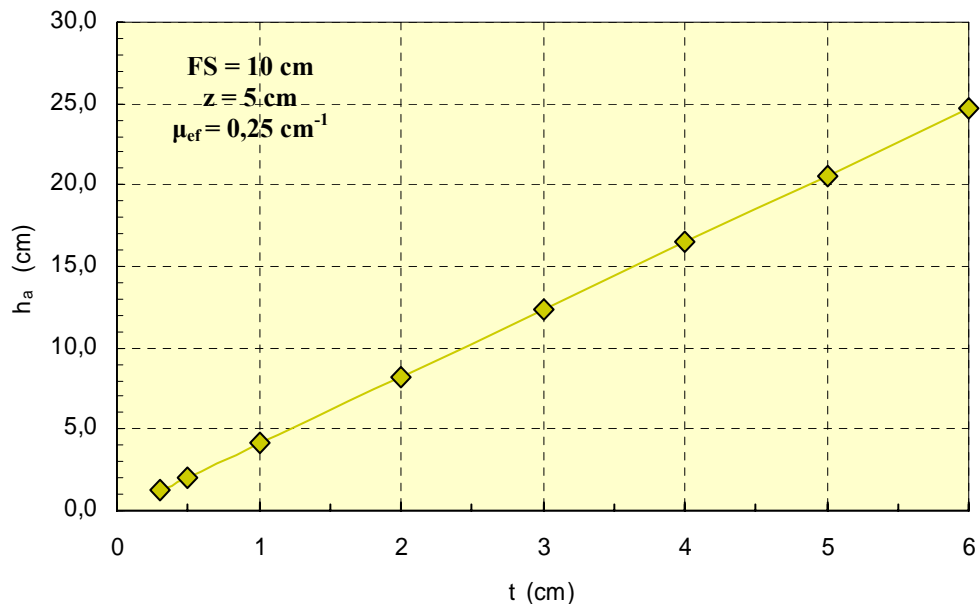
A dependência no tamanho de campo é, essencialmente, devida à contribuição da radiação dispersa. Com o aumento do tamanho de campo, essa contribuição para a dose

medida aumenta e portanto diminui a atenuação e, conseqüentemente, o coeficiente de atenuação efectivo.

A dependência do coeficiente de atenuação na espessura do filtro tem duas contribuições. A primeira tem a ver com o aumento da radiação dispersa com o aumento da espessura do filtro, pois o volume de interacção da radiação é maior. A segunda, refere-se ao endurecimento do feixe, que acontece devido à remoção preferencial dos fotões de baixa energia do feixe de radiação. Comparativamente, um feixe de maior energia deposita maior dose à mesma profundidade [7].

A dependência do coeficiente de atenuação efectivo em  $z$  é mais fraca, e é essencialmente atribuída ao endurecimento do feixe com a profundidade do plano de compensação no fantoma de água.

É possível relacionar o mapa de espessuras  $t$  do filtro com o défice  $h_a$  de tecido (água) existente, através da relação inversa entre os coeficientes de atenuação ( $\frac{\mu_{h_a}}{\mu_{ef}} = \frac{t}{h_a}$ , em que  $\mu_{h_a}$  é o coeficiente de atenuação para a água, determinado para o mesmo espectro de energia). A figura 42 mostra que para a gama de espessuras de filtros estudadas, correspondem défices de tecido até  $\approx 25$  cm.



**Figura 42.** Gráfico que mostra a relação entre o défice  $h_a$  de tecido e o conjunto de espessuras de filtros estudado.

Em conclusão, podemos referir que a abrangência da gama de atenuação pode servir de base à implementação dos filtros compensadores em aplicações clínicas, envolvendo também técnicas de intensidade modulada.

#### IV.7. Implementação no sistema de planeamento CadPlan

Para a utilização dos filtros compensadores na prática clínica, é necessário proceder à configuração do coeficiente de atenuação do material do filtro no sistema de planeamento.

O **CadPlan** permite introduzir, na sua configuração, apenas um número limitado de valores de coeficiente de atenuação efectivo, destinados à utilização de vários materiais como filtros compensadores. De acordo com as nossas medidas, a introdução de um único valor a ser usado para qualquer situação, levaria a incertezas na dose que seriam, naturalmente, superiores à precisão aceitável. Por esta razão, deve escolher-se um conjunto de valores de coeficientes de atenuação que satisfaçam a precisão desejada para uma maior abrangência de situações clínicas. No entanto, uma vez que podemos associar ao valor do coeficiente de atenuação uma incerteza (que garante a precisão de 1,5% na determinação da dose final) (Figura 38 – curva 4), teremos de introduzir no sistema de planeamento, um conjunto reduzido de valores de  $\mu_{ef}$  que determinam essa precisão para qualquer combinação dos parâmetros estudados.

A título de exemplo, a tabela seguinte mostra os valores medidos para o coeficiente de atenuação efectivo, para a espessura de filtro de 1 cm.

**Tabela 1.** Valores do  $\mu_{ef}$  medidos (para a gama de z e FS estudada), para a espessura de filtro de 1 cm.

z \ FS	4	6	8	10	12	15	20
1,1	0,264	0,266	0,263	0,262	0,254	0,253	0,240
3	<b>0,267</b>	0,261	0,263	0,261	0,257	0,252	0,241
5	0,261	0,260	0,261	0,259	0,257	0,252	0,240
8	0,257	0,258	0,256	0,254	0,252	0,247	0,244
12	<b>0,250</b>	0,247	0,250	0,249	0,248	0,250	0,243

Usando o critério anterior, é necessário apenas introduzir os dois valores destacados, i.e.  $0,267 \text{ cm}^{-1}$  e  $0,250 \text{ cm}^{-1}$ . O primeiro valor, e considerando uma precisão de 1,5% na dose final, pode ser usado em substituição de todos os outros valores a vermelho, enquanto que, da

mesma forma, o valor  $0,250 \text{ cm}^{-1}$  pode ser usado em substituição dos valores a azul. Esta metodologia pode ser alargada às restantes situações.

Por outro lado, o **CadPlan** não corrige as unidades de monitor calculadas em campo aberto, quando se introduz no campo um filtro compensador. É necessário, portanto, fazer *à posteriori* essa correcção através dos *output factor* medidos.

Uma forma de integrar, quer a correcção das MU quer uma correcção de 2ª ordem ao mapa de espessuras do filtro calculado pelo **CadPlan**, poderá ser através de uma aplicação desenvolvida, por exemplo, em **Matlab**. Esta aplicação poderá usar como dados de entrada os valores do campo de radiação, a profundidade do plano de compensação, o número de MU e o mapa 2D de espessuras, e com base nos valores de  $\mu_{\text{ef}}$  e de OF medidos neste trabalho, a aplicação poderá corrigir, não só os valores das MU como o próprio mapa 2D usando valores mais precisos de coeficientes de atenuação, reduzindo assim a incerteza final na dose.

**CAPÍTULO V**

●

**CONCLUSÕES**



Este trabalho foi desenvolvido na área de radioterapia e teve como objectivo contribuir para disponibilizar, a curto prazo, para a rotina clínica, filtros compensadores específicos para melhorar o tratamento de alguns doentes, nomeadamente em localizações de cabeça e pescoço. Os filtros construídos, tendo em consideração as características anatómicas, a obliquidade dos contornos e as não-homogeneidades dos tecidos, permitem aumentar a homogeneidade de dose no volume alvo a tratar, diminuindo as regiões quentes e frias, melhorando assim a qualidade dos tratamentos e/ou diminuindo os efeitos secundários nos órgãos críticos.

A primeira fase deste trabalho consistiu no estudo e aperfeiçoamento da técnica de construção dos filtros compensadores e na familiarização com o sistema de corte automático da *PAR Scientific*. Foram construídos vários filtros ao longo de vários dias, e realizaram-se medidas da massa de granulado e do volume do filtro, tendo sido avaliada a reprodutibilidade da construção e a qualidade do empacotamento. A reprodutibilidade do processo de construção e empacotamento ficou bem demonstrada através do valor obtido de apenas  $\pm 1.7\%$  para a incerteza associada à densidade de empacotamento.

A segunda etapa deste trabalho concentrou-se tanto na familiarização com o acelerador linear – Clinac 600C da *Varian Medical Systems* – e com o equipamento da PTW – Freiburg, como na fase de treino da montagem do fantoma de água e alinhamento da câmara de ionização. Foram ainda realizadas medidas diárias, relativamente ao estudo da reprodutibilidade da montagem do fantoma de água, que se prolongaram para a etapa seguinte do trabalho. Com estas medidas pretendia-se a detecção de possíveis incorrecções no procedimento de montagem/alinhamento do fantoma/câmara de ionização e, também, estimar a incerteza associada à medida da dose. Os resultados relativos a esse estudo indicam uma incerteza associada à medida experimental da dose de  $\pm 0,3\%$ .

Na terceira parte do trabalho, foram realizadas medidas de dose em campo aberto com o filtro vazio e, depois de cheio com o granulado de ferro, em geometria de SSD fixa, de forma a determinar valores para o coeficiente de atenuação efectivo e para o *output factor*. Foi estudada a dependência destas quantidades nos principais parâmetros: a espessura  $t$  do filtro, o tamanho de campo FS e a profundidade  $z$  do plano de compensação.

Em relação ao coeficiente de atenuação efectivo, para a energia de raios X de 4 MV do acelerador linear Clinac 600C da *Varian Medical Systems*, obtiveram-se valores entre os 0,21 e os  $0,28 \text{ cm}^{-1}$ . Verificou-se que o valor do coeficiente de atenuação efectivo diminui com o aumento de qualquer um dos parâmetros estudados ( $t$ , FS e  $z$ ) e que a sua dependência mais

forte é com a espessura do filtro, verificando-se variações de  $\approx 20\%$ . A dependência do coeficiente de atenuação nos parâmetros estudados foi atribuída quer ao endurecimento do feixe quer ao efeito de dispersão da radiação. Foi associado um valor máximo de incerteza a estes resultados do coeficiente de atenuação, para que a precisão final da dose seja superior a 1,5 %, tendo sido observado que a incerteza cresce para as pequenas espessuras do filtro.

Relativamente aos valores de *output factor*, verificou-se que a maior dependência é com a espessura do filtro.

A fase final do trabalho consistiu na introdução dos valores obtidos para o coeficiente de atenuação efectivo no sistema de planeamento **CadPlan**. Como referido, este sistema de planeamento apenas permite a introdução de um número limitado de valores de coeficiente de atenuação efectivo. No entanto, uma vez que se pode associar uma incerteza ao valor do coeficiente de atenuação que garanta a precisão de 1,5% na determinação da dose final, mostrou-se poder escolher um conjunto reduzido de valores do referido coeficiente, de forma a garantir essa precisão para qualquer combinação dos parâmetros estudados. Referiu-se, igualmente, que é necessário realizar *à posteriori* a correcção das unidades de monitor (MU), através dos *output factor* medidos, relativamente à situação com filtro compensador, devido ao **CadPlan** não ter em conta essa correcção. Por último, foi proposto realizar essa integração da correcção das MU e uma correcção de 2ª ordem ao mapa de espessuras do filtro, calculado pelo **CadPlan**, através de uma aplicação desenvolvida, por exemplo, em **Matlab**.

A concluir, é importante referir que, para que os filtros compensadores possam começar a ser usados na rotina clínica de planeamento e tratamento, é necessário realizar verificações dosimétricas. Estas verificações passam, em primeiro lugar, por serem realizadas comparações directas entre distribuições de dose 2D calculadas no sistema de planeamento e as medidas no fantoma de água e, em segundo lugar, fazer comparações entre distribuições obtidas em fantasmas que se aproximam mais das situações de relevância clínica, sendo, neste caso, bastante provável que seja necessário recorrer a dosimetria por filme.

## **BIBLIOGRAFIA**

- [1] Dyk, J. V., *The Modern Technology of Radiation Oncology – A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Medical Physics Publishing, Wisconsin, (1999)
- [2] Página da Web: [http://www.dgsaude.min-saude.pt/pns/vol2\\_224.html](http://www.dgsaude.min-saude.pt/pns/vol2_224.html) (consultada em 21/05/07)
- [3] Página da Web: [http://www.wcrf.org/research/cancer\\_facts.lasso](http://www.wcrf.org/research/cancer_facts.lasso) (consultada em 3/08/07)
- [4] Página da Web: <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2003/pr27/en/> (consultada em 3/08/07)
- [5] Página da Web: [http://en.wikipedia.org/wiki/Radiation\\_therapy](http://en.wikipedia.org/wiki/Radiation_therapy) (consultada em 17/03/07)
- [6] Chao, K. S. C., Perez, C. A., Brady, L. W., *Radiation Oncology - Management Decisions*, 2ª ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, (2002)
- [7] Khan, Faiz M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins, Baltimore, (1984)
- [8] Thomsen, M. S., Ulso, N., “Attenuation of 4-20 MV x rays by a new compensator material of cement”, *Medical Physics*, 2427-2432, Vol. 29, No. 10, (Outubro, 2002)
- [9] Harari, P. M., Sharda, N. N., Brock, L. K., Paliwal, B. R., “Improving dose homogeneity in routine head and neck radiotherapy with custom 3-D compensation”, *Radiotherapy and Oncology*, 67-71, Vol. 49, (1998)
- [10] Jursinic, P. A., Podgorsak, M. B., Paliwal, B. R., “Implementation of a three-dimensional compensation system based on computed tomography generated surface contours and tissue inhomogeneities”, *Medical Physics*, 357-365, Vol. 21, No. 3, (Março, 1994)
- [11] Xu, T., Shikhaliev, P. M., Al-Ghazi, M., Molloi, S., “Reshapable physical modulator for intensity modulated radiation therapy”, *Medical Physics*, 2222-2229, Vol. 29, No. 10, (Outubro, 2002)
- [12] Partridge, M., Donovan, E., Fenton, N., Reise, S., Blane, S., “Clinical implementation of a computer controlled milling machine for compensating filter production”, *The British Journal of Radiology*, 1099-1103, Vol. 72, (Novembro, 1999)

- [13] Sharma, S. C., Johnson, M. W., “Clinical considerations in the use of missing tissue compensators for head and neck cases”, *Medical Dosimetry*, 267-270, Vol. 23, No. 4, (1998)
- [14] ICRU 50, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, ICRU Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington DC, (1993)
- [15] Página da Web: <http://news.bbc.co.uk/1/hi/sci/tech/670429.stm> (consultada em 17/03/07)
- [16] Página da Web: <http://mathworld.wolfram.com/SpherePacking.html> (consultada em 17/03/07)
- [17] IAEA, *Review of Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Students*, ed. E. B. Podgorsak, Ph.D., Vienna, (2005)
- [18] CADPLAN, *External Beam Modelling Configuration*, Varian Medical Systems, (1999)
- [19] Knoll, Glenn F., *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley & Sons, Vol. 1, (1979)
- [20] IAEA TRS – 398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, (2000)
- [21] PTW – Freiburg, PTW – MP3 / MP3 – S Therapy Beam Analyser, *Description of the Components and Installation Manual*, [D175.131.0/3]
- [22] Arora, V. R., Weeks, K. J., “Characterization of gypsum attenuators for radiotherapy dose modification”, *Medical Physics*, 77 – 81, Vol. 21, No.1, (Janeiro, 1994)
- [23] Santvoort, J. P. C., Binnekamp, D., Heijmen, B., J., M., Levendag, P. C., “Granulate of stainless steel as compensator material”, *Radiotherapy and Oncology*, 78-80, Vol. 34, (1995)
- [24] Glasgow, G. P., Dogan, N., Sethi, A., Stanton, J., “Refined gypsum effective attenuation coefficients for Co-60, 6 MV, 10 MV and 18 MV x-rays”, *Physics in Medicine and Biology*, 63-71, Vol. 48, (2003)
- [25] Chang, S. X., Cullip, T. J., et al, “Compensators: An alternative IMRT delivery technique”, USA
- [26] Robinson, D. M., Scrimger, J. W., “Optimized tissue compensators”, *Medical Physics*, 391-395, Vol. 17, No. 3, (Maio/Junho, 1990)

[27] Dyk, J. V., Barnett R. B., Cygler J. E., Shragge, P. C., “Commissioning and quality assurance of treatment planning computers”, *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.*, 261-273, Vol. 26, (1993)