



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**



ESCOLA SUPERIOR DE  
TECNOLOGIA DA SAÚDE  
DE LISBOA  
INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

## **Testes de feixe a um detetor de matriz de cintilação para dosimetria de alta resolução**

Maria João Pacheco Borges

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica

### Orientadores

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL)  
Professor Doutor Jorge Miguel De Brito Almeida Sampaio (FCUL/LIP)  
Doutor João Gentil Mendes Saraiva (LIP)

Novembro de 2023



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



ESCOLA SUPERIOR DE  
TECNOLOGIA DA SAÚDE  
DE LISBOA  
INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

## **Testes de feixe a um detetor de matriz de cintilação para dosimetria de alta resolução**

Maria João Pacheco Borges

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica

### Orientadores

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL)  
Professor Doutor Jorge Miguel De Brito Almeida Sampaio (FCUL/LIP)  
Doutor João Gentil Mendes Saraiva (LIP)

### Júri

Presidente: Professor Doutor António Jorge Duarte de Castro Silvestre (ISEL)  
Vogais: Professor Doutor Luís Filipe dos Santos Garcia Peralta (FCUL)  
Doutor João Gentil Mendes Saraiva (LIP)

Novembro de 2023

## Agradecimentos

Com a finalização do presente relatório gostaria de dirigir os meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para que o alcance desta etapa fosse possível.

Em primeiro lugar, agradeço aos meus pais por me terem proporcionado toda a formação académica e, sobretudo pelo apoio incondicional neste percurso. Foram o meu suporte, o meu porto de abrigo, nas alegrias e nas angústias. Sem eles nada teria sido possível, pois afinal o que somos nós sem a nossa rede de suporte?!

Agradeço também à minha irmã pelo companheirismo, por toda a orientação neste percurso, pelos conselhos e diálogos, que se tornaram fundamentais no desenvolvimento da minha capacidade reflexiva e crítica, que pautou e decerto pautará no exercício da minha profissão.

Agradeço a toda a minha família por mesmo longe se terem feito presentes, por me incentivarem a nunca desistir e ser sempre melhor.

Agradeço ao Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, pela formação prestada, que culminou na concretização deste trabalho.

Agradeço a todos os professores que até ao momento foram mediadores de valiosos conhecimentos, mas em especial ao Professor Pedro Ferreira a quem dirijo o meu muito obrigada, não só pela orientação do presente relatório, mas acima de tudo pela disponibilidade e dedicação demonstrada ao longo desta etapa do meu percurso académico e por me ter despertado o gosto por esta área.

Agradeço ao Dr. João Gentil e ao Professor Jorge Sampaio por toda a orientação, transmissão de conhecimento, paciência e disponibilidade prestada ao longo destes meses, sem eles a realização deste projeto não teria sido possível.

Agradeço ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, em particular ao professor Luís Peralta, por me ter transmitido muito do seu conhecimento e por estar sempre predisposto a ajudar-me durante a realização deste projeto.

Ao meu colega de laboratório, Duarte Guerreiro, um muito obrigada pela forma como me acolheu, pela sua companhia e ajuda.

A todos os meus amigos e colegas de curso, em especial à Cátia Pinto, à Rita Brito e à Clésia Gouveia, por todos os momentos que passamos, pelo carinho que sempre demonstraram e pelo apoio que se revelou uma constante e se tornou fundamental na superação de momentos menos positivos.

A todos, a minha sincera gratidão!

## Resumo

A eficácia de um tratamento de radioterapia está intrinsecamente ligada a diversos fatores que permitem que o paciente receba uma dose de maneira segura e precisa. Os dosímetros de radiação são ferramentas cruciais no que diz respeito à garantia de segurança dos pacientes, uma vez que medem, direta ou indiretamente, a energia depositada no corpo dos mesmos, assegurando assim a qualidade do tratamento administrado.

O trabalho realizado incide na execução de medições a um protótipo de detetor capaz de medir dose absorvida em tempo real com resolução submilimétrica, mais concretamente volumes compreendidos entre  $1 \times 1 \times 2 \text{ mm}^3$  e  $0,2 \times 0,2 \times 0,4 \text{ mm}^3$ . A área sensível do protótipo é composta por 64 fibras óticas plásticas cintilantes justapostas ( $6400 \text{ mm}^2$ ) que permitem equivalência ao tecido biológico, acopladas a um fotomultiplicador multi-ânodo (*Hamamatsu H8500D*) e um sistema de aquisição de dados.

O objetivo da presente tese é a realização de um conjunto de medições experimentais ao protótipo de detetor de matriz de cintilação para dosimetria de alta resolução, com o intuito de se proceder à equalização e comparação de diferentes módulos de fibras. Assim, e de modo a compreender o sinal medido por cada fibra, optou-se por, primeiramente, realizar um estudo intensivo acerca das fontes de radiação utilizadas, mais concretamente fonte de raio-X e de Estrôncio-90, sendo que para tal se recorreu a diferentes dosímetros e, ainda, a simulações computacionais. Posteriormente, seguiram-se as medições efetuadas com o protótipo, em campo aberto e com recurso a um colimador, utilizando-se 3 módulos de fibras.

Em termos de resultados, os conhecimentos das características das fontes de radiação foram fundamentais para determinar diversos fatores de correção a aplicar às medições efetuadas, possibilitando uma melhoria estatística dos resultados obtidos. Ainda, a metodologia adotada demonstrou ser eficaz em condições adversas, principalmente no que se refere à utilização de diferentes campos de radiação.

**Palavras-chave:** Dosimetria, Fibras óticas plásticas cintilantes, Medições experimentais, Fonte de raio-X, Fonte de Estrôncio-90

## Abstract

The effectiveness of a radiotherapy treatment is intrinsically related to several factors that allow the patient to receive a dose safely and precisely. Radiation dosimeters are crucial tools when it comes to safeguarding patient safety, as they measure, directly or indirectly, the energy deposited in the patient's body, ensuring the quality of the treatment administered.

This work carried out focuses on carrying out measurements on a prototype detector capable of measuring absorbed dose in real time with submillimetre resolution, more specifically volumes between  $1 \times 1 \times 2 \text{ mm}^3$  and  $0.2 \times 0.2 \times 0.4 \text{ mm}^3$ . The sensitive area of the prototype is composed by 64 juxtaposed scintillating plastic optical fibers ( $6400 \text{ mm}^2$ ), which allow equivalence to biological tissue, attached to a multi-anode photomultiplier (Hamamatsu H8500D) and a data acquisition system.

The objective of this thesis is to carry out a set of experimental measurements on the prototype scintillation matrix detector for high-resolution dosimetry, with the aim of carrying out the equalization and comparison of different fiber modules. Thus, and in order to understand the signal measured by each fiber, it was decided to, first, carry out an intensive study on the radiation sources used, more specifically the X-ray and Strontium-90 source, and for this purpose we used different dosimeters and computer simulations. Subsequently, measurements were carried out with the prototype, in an open field and using a collimator, using 3 fiber modules.

In terms of results, knowledge of the characteristics of radiation sources was fundamental in determining various correction factors to be applied to the measurements carried out, allowing a statistical improvement in the results obtained. Also, the methodology adopted proved to be effective in adverse conditions, especially with regard to the use of different radiation fields.

**Keywords:** Dosimetry, Scintillating plastic optical fibers, Experimental measurements, X-Ray Source, Strontium-90 Source

# Índice

Lista de Abreviaturas .....	xii
<b>Capítulo 1. Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1. Motivação</b> .....	<b>1</b>
<b>1.2. Objetivos</b> .....	<b>3</b>
<b>Capítulo 2. Princípios físicos de dosimetria</b> .....	<b>5</b>
<b>2.1. Interação da radiação com a matéria</b> .....	<b>5</b>
2.1.1. Interação das partículas carregadas .....	5
2.2.2. Interação dos fótons .....	7
<b>2.2. Grandezas dosimétricas</b> .....	<b>8</b>
2.2.1. <i>Kerma</i> .....	9
2.2.2. Dose .....	9
2.2.3. Dose equivalente .....	9
2.2.4. Dose efetiva .....	10
2.2.5. Eficácia biológica relativa .....	10
<b>Capítulo 3. Dosímetros de radiação</b> .....	<b>11</b>
<b>3.1. Detetores gasosos</b> .....	<b>11</b>
<b>3.2. Câmara de ionização</b> .....	<b>13</b>
<b>3.3. Filme radiocrômico</b> .....	<b>14</b>
<b>3.4. Outros dosímetros</b> .....	<b>15</b>
3.4.1. Dosímetros de cintilação .....	15
3.4.2. Cristais de alumina .....	16
3.4.3. Dosímetro termoluminescente .....	16
3.4.4. Dosímetros semicondutores .....	17
3.4.5. Detetores de diamante .....	17
<b>Capítulo 4. Fontes de radiação</b> .....	<b>19</b>
<b>4.1. Tubo de raio-X</b> .....	<b>19</b>
4.1.1. Caracterização da radiação produzida por um tubo de raio-X .....	20
4.1.2. Flutuações da fonte .....	24
4.1.3. Perfil do campo de radiação .....	25
<b>4.2. Fonte radioativa de Estrôncio-90</b> .....	<b>28</b>
4.2.1. Caracterização das fontes de <sup>90</sup> Sr .....	29
<b>Capítulo 5. Protótipo de dosímetro de fibras óticas</b> .....	<b>35</b>
<b>5.1. Construção do dosímetro de fibras óticas</b> .....	<b>36</b>
<b>5.2. Alinhamento do dosímetro de fibras óticas</b> .....	<b>38</b>

<b>5.3. Medições com o protótipo de dosímetro de fibras óticas .....</b>	<b>43</b>
5.3.1. Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio.....	43
5.3.2. Parametrização do perfil do campo de raio-X ( <i>Fcampo</i> ) .....	46
5.3.3. Equalização de canais utilizando duas medições em campo aberto .....	48
5.3.4. Medições com colimador .....	50
5.3.5. Aplicação do fator de correção do colimador às medições em campo aberto .....	54
5.3.6. Aplicação do fator de correção do colimador às medições de <sup>90</sup> Sr.....	59
<b>Capítulo 7. Conclusão .....</b>	<b>71</b>
<b>Capítulo 8. Bibliografia.....</b>	<b>73</b>

# Índice de Figuras

Figura 1- Comparação da deposição de dose de prótons e fótons em água. (6) .....	2
Figura 2- Diferenças entre as duas técnicas de entrega de feixe. (7).....	3
Figura 3- Principais interações dos elétrons com a matéria. (a) perda de energia por excitação, (b) perda de energia por ionização, (c) produção de radiação de Bremsstrahlung. (13).....	6
Figura 4- Principais interações dos prótons com a matéria. (a) Interações inelásticas de Coulomb com elétrons atômicos, (b) Interações elásticas de Coulomb com o núcleo atômico, (c) Interações nucleares. (13) .....	7
Figura 5- Importância relativa dos três principais processos de interação de fótons consoante o número atômico (Z) e a energia do fóton (MeV). (16) .....	7
Figura 6- Principais processos de interação dos fótons com a matéria. (a) Efeito fotoelétrico, (b) Efeito de Compton, (c) Produção de pares. (16).....	8
Figura 7- O diagrama mostra a relação entre o número de íons e a diferença de potencial aplicada entre os elétrodos. Na região recombinante, os íons produzidos não são completamente detetados. Na região de ionização, a detecção de íons é proporcional à energia depositada no detetor. Na região proporcional os íons adquirem energia cinética suficiente para induzir ionizações secundárias. Na região proporcional limitada, o aumento da tensão implica um aumento direto não linear na carga de íons detetados. Na região de Geiger-Muller o número de íons formados é independente da energia de radiação que interage com o detetor, não sendo possível distinguir diferentes tipos de partículas. Em diferenças de potencial elevadas - região de descarga contínua - há descargas contínuas nos elétrodos. (27).....	12
Figura 8- Câmaras de ionização utilizadas; (a) modelo TM30013, (b) modelo TM30013, (c) modelo TM23361. (29).....	13
Figura 9- Filme radiocrômico irradiado pela fonte de raios-X existente no departamento de física da FCUL.....	14
Figura 10- Esquema de calibração de um filme radiocrômico. (a) tubo de raio-x, (b) filme radiocrômico (laranja) num fantoma de polimetilmetacrilato, (c) dosímetro de referência (IC), (d) laser que permite o alinhamento dos componentes a, b e c, (e) eletrómetro que permite a leitura da dose medida com o dosímetro de referência. ....	15
Figura 11- Componentes de um gerador e de um tubo de raios-X (19). ....	19
Figura 12- Tubo de raio-X.....	20
Figura 13- Eletrómetro PTW UNIDOS E utilizado para leitura do sinal proveniente da IC. ....	21
Figura 14- Esquema de montagem para a medição da camada semi-redutora (HVL). (a) tubo de raio-X, (b) colimador de chumbo (cinza) + detetor de silício (preto), (c) suporte de placas de alumínio, (d) IC e eletrómetro, (e) laser para permitir o alinhamento de todos os componentes da montagem.....	21
Figura 15- Variação de dose com o aumento da espessura de placas de Al interpostas entre o colimador e a câmara.....	22
Figura 16- Programa SpekCalc. (a) parâmetros introduzidos, (b) espectro obtido, (c) valores do 1º e 2ºHVL. ....	23
Figura 17- Estrutura temporal real apresentada pelo tubo de raio-X em estudo (amarela), bem como uma representação do que se deveria obter se a fonte apresentasse um sinal contínuo (verde).....	24
Figura 18- Esquema da montagem para monitorização da estabilidade do tubo de raio-X. (a) tubo de raio-X, (b) IC modelo TM23361, (c) laser para alinhamento dos componentes.....	24
Figura 19- Estudo das flutuações do tubo de raio- X com recurso à IC TM23361 para o primeiro dia de medições (azul), para o segundo (vermelho) e para o terceiro dia (amarelo), acompanhados das respetivas linhas de tendência. ....	25
Figura 20- Montagem para alinhamento dos componentes para irradiação do filme radiocrômico. ....	26
Figura 21- Filme radiocrômico irradiado para estudo do perfil do campo de radiação da fonte de raio-X, sendo que à esquerda se encontra o filme antes da irradiação e à direita o filme irradiado. ....	27

Figura 22- - Estudo do perfil do campo de radiação segundo. (a) antes da irradiação, (b) após irradiação. ....	28
Figura 23- Fontes de $^{90}\text{Sr}$ . (a) amarela, (b) pastilha. ....	29
Figura 24- Montagem utilizada para a aquisição dos espectros de radiação das fontes radioativas. No interior da campânula encontra-se um detetor de silício que servirá para detetar a radiação emitida pelas fontes radioativas. O sistema de vácuo permite a obtenção de espectros isentos da influência de ar. ....	30
Figura 25- Espectro dos eletrões de conversão interna do elemento químico $^{137}\text{Cs}$ . O primeiro pico presente no espectro é referente à camada K e, o segundo, à camada L. ....	31
Figura 26- Detetor de silício utilizado na aquisição dos espectros de $^{137}\text{Cs}$ e $^{90}\text{Sr}$ . ....	32
Figura 27- Espectro da pastilha obtido experimentalmente (vermelho) com recurso a um detetor de silício e por simulação (amarelo). ....	33
Figura 28- Espectro da fonte amarela obtido experimentalmente (vermelho) com recurso a um detetor de silício e por simulação (amarelo). ....	33
Figura 29- Comparação dos espectros obtidos experimentalmente para a pastilha de $^{90}\text{Sr}$ (verde escuro) e para a fonte amarela (verde claro). ....	34
Figura 30- Estrutura básica das fibras óticas plásticas cintilantes utilizadas no detetor (57). ....	35
Figura 31- Coeficiente de absorção de energia em massa de cintiladores plásticos (verde), inorgânicos (preto) e do tecido humano (vermelho) (58). ....	36
Figura 32- Diagrama de reflexão interna total das fibras utilizadas (56). ....	36
Figura 33- (a) fibras justapostas e coladas na moldura de PVC, (b) fibras coladas ao conector. ....	37
Figura 34- Fotomultiplicador multi-ânodo H8500 (59). ....	37
Figura 35- Diferenças provocadas nas fibras pela utilização de diferentes tipos de cola. (a) fibras coladas com cianoacrilato (zonas baças assinaladas a vermelho), (b) fibras coladas com epoxy. ....	38
Figura 36- Componentes do detetor (módulo de fibras, conector e MAPMT) acoplados ao suporte que se encontra no interior do detetor. ....	39
Figura 37- Esquema representativo da parte externa do detetor. (a) parte anterior do detetor com janela de folha de alumínio de 1 mm. (b) parte posterior do detetor com mira facilitadora do alinhamento. .	39
Figura 38- Esquema representativo do alinhamento do protótipo de detetor em estudo com as fontes de radiação com o auxílio de um laser. (a) alinhamento da fonte de raio-X, (b) alinhamento da fonte amarela. ....	40
Figura 39- Resposta do MAPMT consoante a tensão na fonte (59). ....	41
Figura 40- Interface com 64 cabos correspondente aos 64 canais do MAPMT. ....	41
Figura 41- Relação entre o canal do MAPMT e a fibra correspondente, sendo P o canal e F a fibra. ...	42
Figura 42- Eletrómetro MAX-400 Standard Imaging utilizado para medir o sinal proveniente do MAPMT. ....	42
Figura 43- Esquema representativo da montagem utilizada para a realização das medições em campo aberto. (a) eletrómetro MAX-4000 e IC TM30013, (b) fonte de raio-X, (c) suporte dos absorvedores, (d) detetor de radiação, (e) laser. ....	43
Figura 44- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o primeiro módulo de fibras. ....	44
Figura 45- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o segundo módulo de fibras. ....	45
Figura 46- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o terceiro módulo de fibras. ....	46
Figura 47- <i>Incrementofilme</i> em função da posição do pixel. A linha a vermelho é a linha de tendência correspondente aos pontos azuis resultantes da equação <i>Incrementofilme</i> . ....	47
Figura 48- <i>Fcampo</i> a aplicar a cada uma das fibras, sendo este obtido através da linha de tendência apresentada na figura anterior. ....	48
Figura 49- Medições com absorvedores tratadas de modo a eliminar os fatores externos (azul) e com o incremento do perfil do campo de radiação (vermelho) para cada um dos módulos de fibras. ....	49

Figura 50- Constituição do colimador utilizado nas medições com o detetor de fibras óticas cintilantes. .....	51
Figura 51- Fator de correção da IC a aplicar às medições com o colimador para cada um dos módulos de fibras. ....	52
Figura 52- Medições com o colimador para os diferentes módulos de fibras antes (verde) e após a aplicação do fator de correção da IC (laranja). ....	53
Figura 53- Fator de correção do colimador a aplicar às medições corrigidas pela IC para cada um dos módulos de fibras. ....	54
Figura 54- Medições no primeiro módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação. ....	55
Figura 55- Medições no segundo módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação. ....	56
Figura 56- Medições no terceiro módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação. ....	57
Figura 57- Montagem com a fonte de $^{90}\text{Sr}$ alinhada com o centro do módulo de fibras. ....	60
Figura 58- Medições com a fonte de $^{90}\text{Sr}$ alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respetivamente, para o primeiro módulo (verde) e respetiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho). ....	61
Figura 59- Medições com a fonte de $^{90}\text{Sr}$ alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respetivamente, para o segundo módulo (verde) e respetiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho). ....	62
Figura 60- Medições com a fonte de $^{90}\text{Sr}$ alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respetivamente, para o terceiro módulo (verde) e respetiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho). ....	63
Figura 61- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e a os valores obtidos através na curva de tendência para o primeiro módulo. (a) antes da correção com o colimador, (b) após correção com o colimador. ....	68
Figura 62- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e a os valores obtidos através na curva de tendência para o segundo módulo. (a) antes da correção com o colimador, (b) após correção com o colimador. ....	69
Figura 63- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e a os valores obtidos através na curva de tendência para o terceiro módulo. (a) antes da correção com o colimador, (b) após correção com o colimador. ....	70

## Índice de Tabelas

Tabela 1- Dados estatísticos das medições em campo aberto, mais concretamente a divisão das medições de cobre e alumínio, com e sem incremento do filme radiocrómico.....	50
Tabela 2- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o primeiro módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator <i>Fcampo</i> .....	58
Tabela 3- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o segundo módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator <i>Fcampo</i> .....	59
Tabela 4- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o terceiro módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator <i>Fcampo</i> .....	59
Tabela 5- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao primeiro módulo de fibras óticas com a fonte de <sup>90</sup> Sr. ....	65
Tabela 6- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao segundo módulo de fibras óticas com a fonte de <sup>90</sup> Sr. ....	66
Tabela 7- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao terceiro módulo de fibras óticas com a fonte de <sup>90</sup> Sr. ....	67

## Lista de Abreviaturas

Al	Alumínio
BP	<i>Bragg Peak</i>
Cu	Cobre
DAQ	Sistema de aquisição de dados
DB	<i>Double Scattering</i>
HVL	Camada semi-redutora
IC	<i>Ionization Chamber</i>
LINAC	Acelerador linear de partículas
LIP	Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas
MAPMT	Fotomultiplicador multiânodo
PBS	<i>Pencil Beam Scanning</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMT	Fotomultiplicador
PVC	Policloreto de vinil
RBE	<i>Relative biological effectiveness</i>
SOBP	<i>Spread-Out Bragg Peak</i>

# Capítulo 1. Introdução

## 1.1. Motivação

O cancro, também conhecido como neoplasia maligna, representa um conjunto de doenças que se caracterizam pela proliferação anormal de células com a capacidade de se infiltrarem na corrente sanguínea e atingirem outros órgãos e partes do corpo. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), em 2018, esta doença foi responsável pela morte de 9,6 milhões de pessoas, sendo por isso considerada a segunda principal causa de morte no mundo (1).

De entre os vários planos de tratamento conhecidos no cancro, a radioterapia é muitas vezes utilizada, através da administração de radiação, e pode ser utilizada de forma isolada ou em concomitância com cirurgia ou quimioterapia (2). O processo de radioterapia convencional recorre a fótons, mais concretamente a raios-X com energias entre 4 e 22 MeV, capazes de danificar o material genético das células tumorais, conduzindo à sua morte (3)(4). Contudo, este tratamento tem a capacidade não só de afetar as células cancerígenas como, também, o tecido saudável que circunda o tumor. Tal ocorre porque, com fótons, a dose absorvida no meio diminuiu de forma contínua (Figura 1), isto é, há deposição de uma elevada quantidade de dose de radiação assim que entram em contato com o corpo do paciente, o que poderá resultar em máximos de dose localizados muito longe da região do tumor. Estas partículas apresentam ainda a particularidade de atravessarem o tumor e permanecerem com doses elevadas em tecidos localizados para além da região de interesse (3).

Idealmente, o que se pretende é uma relação ótima entre a destruição de células tumorais e a preservação do tecido saudável, surgindo assim a terapia de prótons, proposta por Robert R. Wilson em 1946. Neste tipo de terapia, os feixes de prótons apresentam uma absorção de dose aproximadamente constante aquando da sua entrada no corpo até que a partir de uma dada profundidade, que depende da energia dos prótons e da composição do meio atravessado, a dose absorvida aumenta significativamente até um máximo localizado perto do final do percurso dos prótons incidentes no corpo. Este pico de dose máxima, denominado *Bragg Peak* (BP) (Figura 1), permite a criação de uma região de alta dose que abrange o volume tumoral e diminui a absorção de dose nos tecidos saudáveis próximos (5). Todavia, um único feixe de prótons pode não ser suficiente para abranger o volume total do tumor, assim, e de modo colmatar esta falha, pode criar-se um *Spread-Out Bragg Peak* (SOBP), que é produzido com o recurso a diferentes energias de prótons, criando diversos BP para fornecer uma dose uniforme no volume de interesse (6).

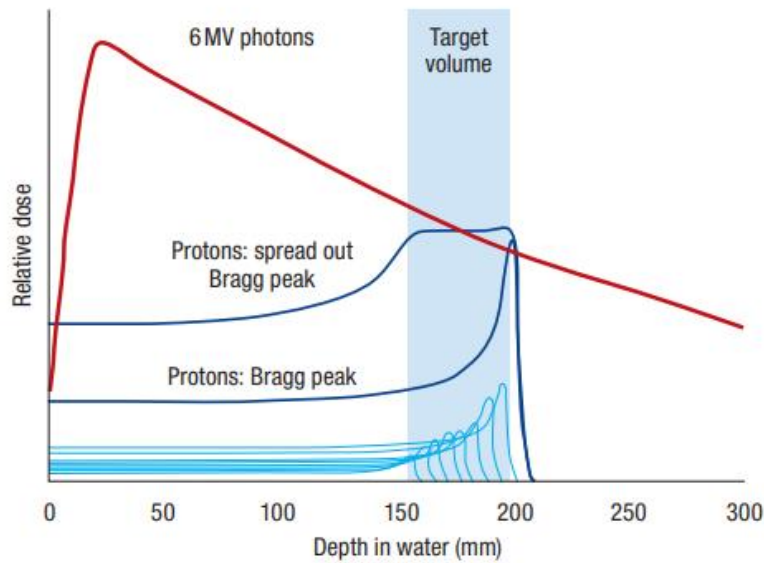


Figura 1- Comparação da deposição de dose de prótons e fótons em água. (6)

A entrega do feixe de radiação pode ser feita de diferentes formas, porém, destacam-se duas técnicas, a *double scattering* (DB) e a *pencil beam scanning* (PBS) (Figura 2). Na primeira técnica, a entrega do feixe de prótons é feita lateralmente relativamente ao tumor e, como o próprio nome indica, apresenta dois colimadores que dispersam o feixe, sendo que o primeiro amplia o feixe de forma gaussiana e o segundo colima e uniformiza a intensidade radial para o uso em terapias. Realça-se que para criar um SOBP é necessário variar a energia do feixe, sendo que existem métodos capazes de modelar a penetração do mesmo, através do uso de um *range shifter*, no caso de aceleradores de ciclotrão, ou variando a aceleração do feixe no caso dos sincrotrões. Por sua vez, na técnica PBS, a entrega do feixe de prótons pode ser feita de forma descontínua ou contínua. Esta técnica utiliza o facto de os prótons serem partículas carregadas, o que não é o caso dos fótons, e, assim, o feixe poder ser orientado na direção desejada através de campos magnéticos. No modo descontínuo, o feixe é dirigido para pontos específicos do tumor de acordo com uma sequência otimizada, sendo que entre cada ponto de irradiação o feixe é interrompido até que se mova para a posição seguinte. No caso de a entrega ser feita de forma contínua, o alvo é irradiado e o feixe permanece ativo aquando da movimentação ponto a ponto (6)(7).

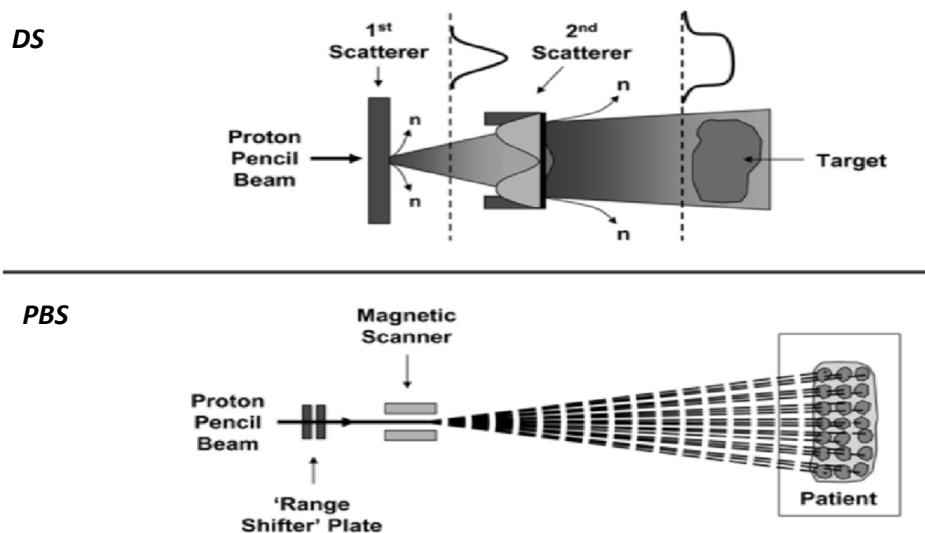


Figura 2- Diferenças entre as duas técnicas de entrega de feixe. (7)

A eficácia de um tratamento de radioterapia está intrinsecamente ligada a diversos fatores, nomeadamente a localização do tumor, a técnica de entrega do feixe, a determinação da dose administrada bem como a respetiva incerteza, as verificações e manutenções dos equipamentos e, por fim, as tolerâncias no posicionamento, permitindo assim que o paciente receba uma dose de maneira segura e precisa (8). Assim sendo, os dosímetros de radiação são ferramentas cruciais no que diz respeito à garantia de qualidade (QA) de um feixe, pois são instrumentos capazes de avaliar, direta ou indiretamente, o modo como a energia é absorvida, sendo por isso úteis na calibração de feixes (9).

## 1.2. Objetivos

Durante um tratamento de radioterapia, aquando da administração de radiação a um paciente, é necessário ter em conta a segurança e a precisão do feixe, sendo estes os conceitos base para a garantia da qualidade do mesmo. No entanto, mediante o tipo de entrega a que se recorre, existem diversos parâmetros cuja tolerância deve ser verificada regularmente, estando este prazo definido pelo fabricante do equipamento.

No Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas (LIP), está em desenvolvimento um dosímetro constituído por fibras óticas cintilantes de plástico que permitem a equivalência ao tecido biológico. Este tem a capacidade de medir a distribuição de energia com resoluções submilimétricas e, ainda, medir volumes referentes a 2 planos de fibras posicionados ortogonalmente, volumes compreendidos entre  $1 \times 1 \times 2 \text{ mm}^3$  e  $0,2 \times 0,2 \times 0,4 \text{ mm}^3$ , sendo esta uma limitação das fibras óticas cintilantes.

Neste projeto, propõe-se a realização de testes a um protótipo de dosímetro composto por 64 fibras óticas plásticas, de 1 mm de diâmetro, que abrange uma área de  $6400 \text{ mm}^2$ , acopladas a um fotomultiplicador multiânodo (MAPMT) de 64 canais. Os sistemas de aquisição de dados (DAQ) usuais

de medição de impulsos rápidos não se adequam a medições em ambientes clínicos tendo sido utilizadas alternativas que possibilitaram os testes deste protótipo em laboratório.

O trabalho proposto incide, mais concretamente, na instrumentação e teste experimental deste mesmo equipamento através do estudo da resposta do protótipo à radiação ionizante, usando uma fonte de raio-X de 50 kV e uma fonte de Estrôncio-90 ( $^{90}\text{Sr}$ ). A escolha das fontes de radiação recaiu sobre a possibilidade de obter um campo largo e uniforme que cobre toda a área de interesse, sendo que este controlo é feito com recurso a uma série de dosímetros, nomeadamente a câmaras de ionização e a filme radiocrómico. Efetuar-se-á, também, o estudo das fontes de radiação utilizadas, nomeadamente o perfil de radiação e a caracterização das mesmas, quer por meio experimental quer por meio de simulações de Monte Carlo, recorrendo ao PENELOPE (10).

O presente documento inicia-se com a apresentação do enquadramento teórico, correspondente ao segundo capítulo, que inclui os princípios físicos de dosimetria, mais concretamente a interação da radiação com a matéria e os conceitos chave de dosimetria. No terceiro capítulo, encontram-se descritos os dosímetros utilizados – câmara de ionização e filme radiocrómico - bem como uma breve explicação de outros dosímetros existentes. O quarto capítulo reporta-se às fontes de radiação utilizadas durante a realização deste projeto, bem como a metodologia e os resultados obtidos para uma melhor caracterização das mesmas. No quinto capítulo, é apresentada a descrição do protótipo do dosímetro de fibras óticas, assim como todos os testes de certificação de 3 planos de fibras a utilizar em experiências futuras. Por último, encontram-se enunciadas as conclusões e as perspetivas futuras.

## Capítulo 2. Princípios físicos de dosimetria

### 2.1. Interação da radiação com a matéria

Neste capítulo abordar-se-ão os conceitos base de interação da radiação com a matéria, nomeadamente a interação das partículas carregadas e dos fótons.

Quando se procede à irradiação de um volume de matéria, ocorrem várias reações básicas que são o princípio base de funcionamento de todos os dispositivos de deteção de partículas e, por isso, demarcam a sensibilidade e eficiência de um detetor de radiação (11).

Além disso, a compreensão destes mesmos mecanismos de interação permite inferir o comportamento da radiação quando em contato com os tecidos biológicos, o que se torna essencial para perceber a dose absorvida no corpo do paciente e os efeitos biológicos resultantes (11).

#### 2.1.1. Interação das partículas carregadas

As partículas carregadas, nomeadamente prótons e elétrons, ao interagirem com a matéria perdem energia e, conseqüentemente, ocorre uma diminuição da velocidade das partículas e o aumento da transferência linear de energia, isto é, há um aumento da quantidade de energia transferida pela partícula para o material por unidade de distância. O tipo de interações resultante das partículas carregadas depende da partícula em questão, nomeadamente da sua massa e carga, sendo em seguida explicado o tipo de interações resultantes tanto de elétrons como de prótons com a matéria (12).

##### 2.1.1.1. Elétrons

Os elétrons são partículas com carga negativa, cuja carga elementar é  $1,602 \times 10^{-19}$  C. À medida que esta partícula atravessa um determinado volume de matéria interage por meio de interações de *Coulomb*, quer com os elétrons orbitais atômicos quer com núcleos atômicos, sendo que através das colisões podem perder a sua energia cinética ou mudar a sua direção. Das interações destas partículas com elétrons orbitais, podem resultar ionizações e excitações (Figura 3), ou seja, estas partículas quando se encontram em movimento, interagem electromagneticamente com os elétrons atômicos e a energia transferida pode ser suficiente para arrancar um elétron de um átomo, ionizando-o. Por seu turno, quando a energia transferida não é suficiente para produzir ionização, o átomo fica excitado, o que significa que há um elétron atômico que passa para um nível de energia superior (13).

No que se refere às interações dos elétrons com o núcleo atômico, pode haver produção de radiação de *Bremsstrahlung* (Figura 3), isto é, as interações de *Coulomb* entre o elétron incidente e o núcleo atômico provocam o desvio na trajetória do elétron e a perda de energia do mesmo provoca a produção de fótons de raios-X (13).

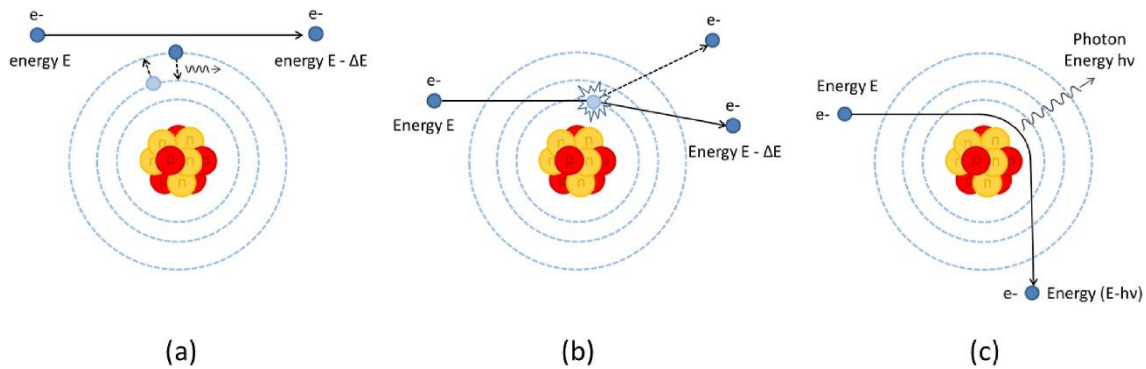


Figura 3- Principais interações dos elétrons com a matéria. (a) perda de energia por excitação, (b) perda de energia por ionização, (c) produção de radiação de Bremsstrahlung. (13)

### 2.1.1.2. Protões

Contrariamente aos elétrons, os prótons são partículas carregadas positivamente, porém apresentam uma massa bastante superior à dos elétrons, cerca de 2000 vezes superior (13).

Nos prótons existem três tipos principais de interações com a matéria, nomeadamente, interações inelásticas de *Coulomb* com elétrons atômicos, interações elásticas de *Coulomb* com o núcleo atômico e, ainda, interações nucleares (Figura 4). No primeiro tipo de interações enunciado, à medida que o próton interage com a matéria perde energia através de consequentes colisões inelásticas. Nestas interações, se o próton passar perto de um átomo pode interagir com o campo de *Coulomb* de um elétron atômico, transferindo energia para o mesmo fazendo com que este seja arrancado e o próton perde energia e desacelera, mas a trajetória permanece praticamente inalterada devido à grande diferença de massa entre as partículas (14).

Por sua vez, nas interações elásticas de *Coulomb* com núcleos, quando um próton passa perto de um núcleo atômico fica sujeito a uma força repulsiva e, devido à elevada massa do núcleo, é defletido pelo campo elétrico do mesmo. Mesmo que a perda de energia seja insignificante, uma mudança na trajetória da partícula pode ser relevante na distribuição de dose nos tecidos circundantes (13).

Por fim, os prótons podem colidir diretamente com o núcleo, sendo que neste tipo de colisões elásticas a energia e a direção do próton incidente permanecem praticamente inalteráveis. Todavia, podem também ocorrer colisões inelásticas e, neste caso, o próton incidente entra no núcleo e ocorrem reações das quais são libertadas, com direções distintas à do próton incidente, prótons secundários, nêutrons e outros hádrons (15).

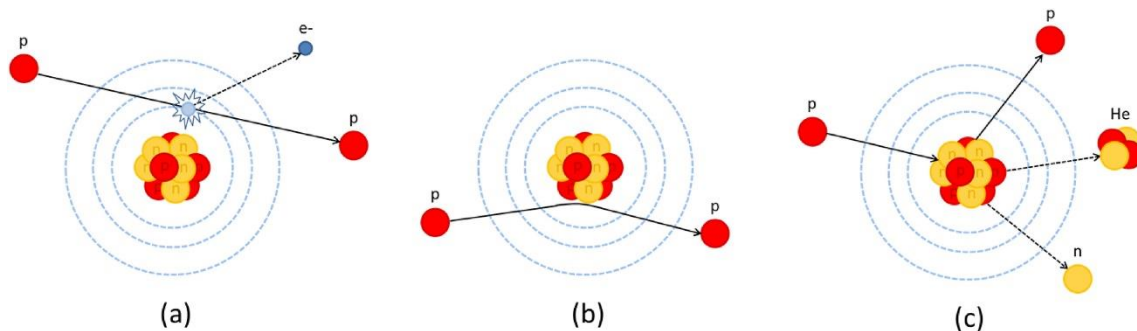


Figura 4- Principais interações dos prótons com a matéria. (a) Interações inelásticas de Coulomb com eletrões atômicos, (b) Interações elásticas de Coulomb com o núcleo atômico, (c) Interações nucleares. (13)

### 2.2.2. Interação dos fótons

Quando um feixe de fótons entra em contacto com um determinado volume de matéria, o processo de interação depende sempre da energia do fóton e do número atômico do material com que interage (10). Estas partículas, interagem com os tecidos biológicos de diferentes formas, destacando-se em radioterapia o efeito fotoelétrico, dominante quando se utilizam baixas energias, a produção de pares, relevante quando se recorre a elevadas energias e, por fim, o efeito de Compton, que em energias típicas de tratamento de radioterapia são os mais importantes (Figura 5) (16).

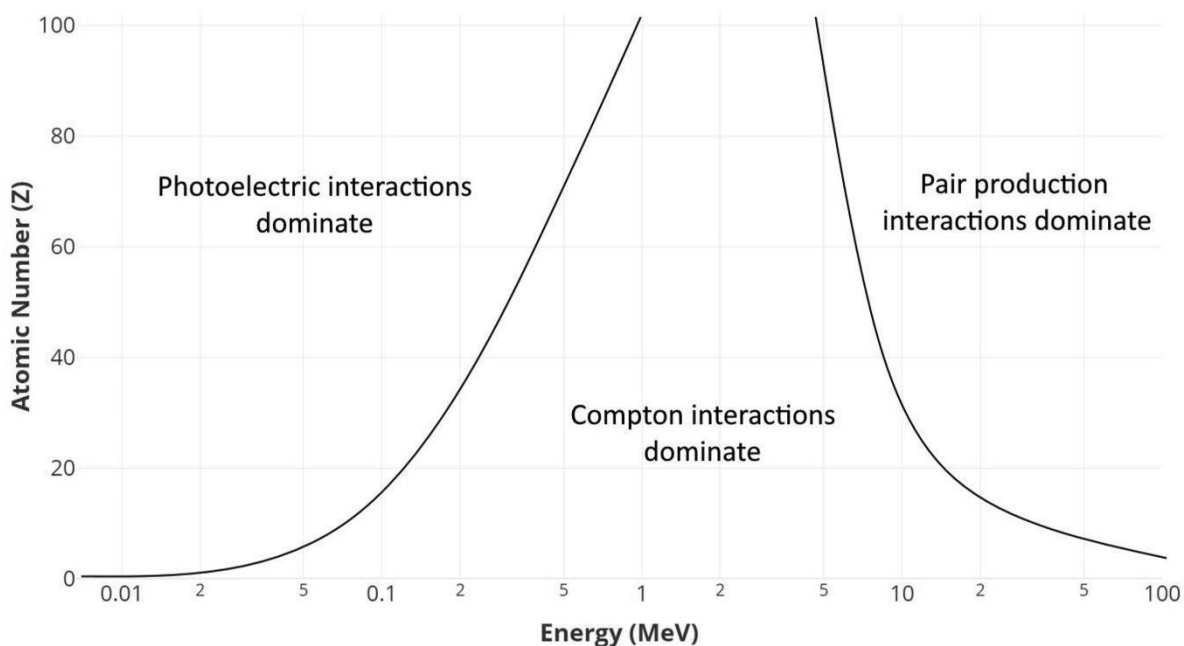


Figura 5- Importância relativa dos três principais processos de interação de fótons consoante o número atômico (Z) e a energia do fóton (MeV). (16)

No processo de absorção por efeito fotoelétrico, o fóton interage com a matéria e cede toda a sua energia a um eletrão que se encontra numa das camadas mais interna do átomo. Nesta interação, o fóton é absorvido, deixando de existir, produzindo um eletrão livre - fotoeletrão. Na figura 6a, verifica-se que

após a ejeção do elétron há uma lacuna nessa camada, o que significa que o átomo fica num estado excitado. Posteriormente, esta lacuna é preenchida por um elétron de uma camada mais externa, geralmente acompanhada pela libertação de um fóton (raio-X característico), cuja energia é a diferença entre as energias de ligação dos dois níveis eletrônicos envolvidos (16).

Por sua vez, na dispersão de *Compton* (Figura 6b) há a colisão entre o fóton incidente e um elétron, sendo que o fóton transfere parte da sua energia e, posteriormente, é desviado numa direção diferente relativamente à sua direção original. Note-se que esta mudança de direção está intrinsecamente ligada à quantidade de energia transferida, isto é, dependendo do ângulo de colisão das partículas a energia transferida pode ser maior ou menor, o que terá influência direta no desvio que o fóton sofre (16).

Por fim, a produção de pares (Figura 6c) é resultante da interação entre um fóton e o campo elétrico de um núcleo atômico. Nesta situação, o fóton cede toda a sua energia e surge um par elétron-positrão. Realça-se que esta interação só é possível se a energia do fóton for superior a 1,022 MeV, pois esta é a energia de repouso de um par elétron-positrão, sendo que qualquer energia acima deste valor é convertida em energia cinética das novas partículas (16).

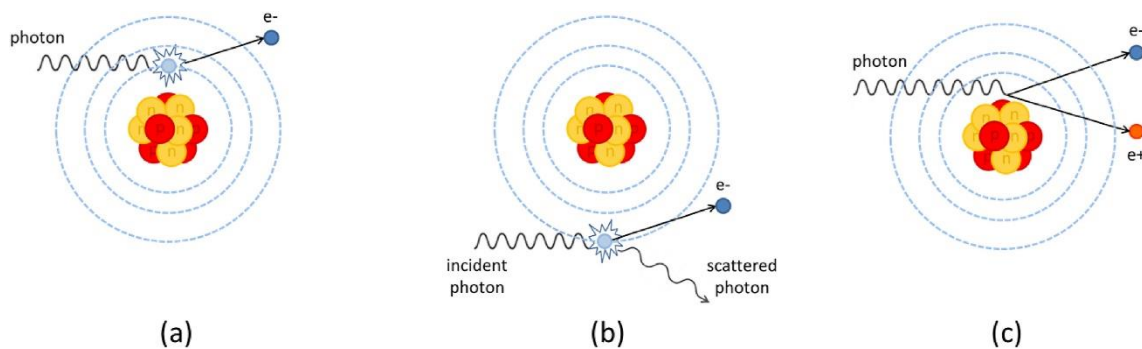


Figura 6- Principais processos de interação dos fótons com a matéria. (a) Efeito fotoelétrico, (b) Efeito de Compton, (c) Produção de pares. (16)

## 2.2. Grandezas dosimétricas

O propósito da dosimetria é a determinação, quer por cálculos ou por medições, da quantidade de energia depositada num meio durante a exposição a radiação ionizante. Esta determinação desempenha um papel fundamental na terapia com radiação, medicina nuclear e ainda, na proteção radiológica (17).

Assim sendo, foram definidas diferentes quantidades e unidades que irão ser explicadas em seguida, nomeadamente, *kerma*, dose absorvida, dose equivalente, dose efetiva e, ainda, eficácia biológica relativa, especificando-se também os princípios envolvidos na dosimetria de radiação.

### 2.2.1. Kerma

*Kerma* (K), do inglês *Kinetic Energy Released in Material*, é uma grandeza física não estocástica aplicável a radiações ionizantes indiretas, como é o caso de fótons e nêutrons. Esta traduz a energia média transferida da radiação ionizante indireta para partículas carregadas. Esta grandeza é representada pela equação seguinte (18):

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm}$$

sendo  $d\overline{E}_{tr}$  a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas por partículas ionizantes sem carga elétrica num determinado volume de massa  $dm$ . Esta grandeza expressa-se em Joule por quilograma (J/kg), também conhecida como *Gray* (Gy), onde 1 Gy corresponde a 1 J/kg. (18).

### 2.2.2. Dose

Dose, D, também denominada dose absorvida, é a grandeza física introduzida pela Comissão Internacional de Unidades radiológicas e é definida pela quantidade de energia média absorvida por um determinado volume ( $dE_{abs}$ ) por unidade de massa num determinado ponto ( $dm$ ). Esta grandeza, tal como o *Kerma*, é expressa em Gy e traduz-se na seguinte equação (17).

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm}$$

Todavia, esta grandeza não permite correlacionar os diferentes tipos de radiação existentes e os tipos de exposição com os efeitos biológicos, pelo que, por si só, não é suficiente. Assim sendo, é importante recorrer-se ao conceito de dose equivalente e efetiva (17).

### 2.2.3. Dose equivalente

A dose equivalente,  $H_{TR}$ , é uma grandeza de proteção radiológica que descreve o efeito relativo dos diferentes tipos de radiação ionizante nos tecidos biológicos, ou seja, permite inferir a quantidade de dose absorvida em cada órgão/tecido (17).

Esta grandeza física pode traduz-se no produto do fator de ponderação para a radiação R,  $w_R$ , pela dose média absorvida no órgão ou tecido,  $D_{T,R}$ , isto é:

$$H_{TR} = w_R \times D_{T,R}$$

Considerando que  $w_R$  é uma grandeza adimensional, a unidade da dose equivalente denomina-se *Sievert* (Sv). Todavia, esta unidade é equivalente à da dose absorvida Gy ( $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}$ ), apenas tem em conta os fatores de ponderação da radiação (19).

#### 2.2.4. Dose efetiva

A dose efetiva, DE, é uma grandeza dosimétrica que, tal como a dose equivalente, apresenta como unidade SI o *Sievert*. Esta é calculada com base em três fatores, nomeadamente, a dose absorvida por todos os órgãos e tecidos do corpo durante a exposição a radiação, o risco de indução de cancro da mesma ( $w_R$ ) e a radiosensibilidade de cada órgão e tecido à respetiva radiação ( $w_T$ ). Assim sendo, pode traduzir-se a dose efetiva em (20):

$$DE = \sum w_T \times H_{TR}$$

Esta grandeza de proteção foi criada com o intuito de calcular a probabilidade de detrimento com base na combinação das probabilidades de danos nos tecidos e órgãos irradiados, fornecendo-nos informações importantes acerca do risco global a longo prazo que uma pessoa pode apresentar no decorrer de uma exposição, e ainda, comparar riscos de diferentes procedimentos (20).

#### 2.2.5. Eficácia biológica relativa

As quantidades dosimétricas enunciadas anteriormente, mais concretamente dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva, são grandezas usadas para quantificar os riscos da radiação de ordem estocástica, isto é, o risco de indução de cancro. Portanto não são diretamente aplicáveis para caracterizar a eficiência de um tratamento, onde o objetivo é induzir efeitos de ordem determinístico nas células tumorais, ou seja, provocar a sua morte (21).

Em radiobiologia, a grandeza dosimétrica que considera os efeitos determinísticos após a exposição à radiação denomina-se eficácia biológica relativa, do inglês *relative biological effectiveness* (RBE). Esta grandeza varia dependendo do tipo de radiação ionizante a que um determinado volume é sujeito, da energia envolvida, de efeitos biológicos como a morte celular e, ainda do efeito do oxigénio nos tecidos. A RBE traduz-se na razão entre a eficácia biológica de um tipo de radiação ionizante em relação a outro com a mesma quantidade de energia absorvida, isto é,  $RBE = \frac{D_x}{D_R}$ , onde  $D_x$  é uma dose absorvida de referência e  $D_R$  a dose absorvida de radiação do tipo R que causa a mesma quantidade de dano biológico. O RBE desempenha o mesmo papel, ao nível dos efeitos determinísticos, dos coeficientes  $w_R$ , ao nível dos efeitos estocásticos. Pode-se aliás interpretar que estes últimos são os valores limite da dose e taxas de dose baixa dos RBEs (21).

## Capítulo 3. Dosímetros de radiação

Desde cedo foram efetuadas tentativas de medição de radiação ionizante com base nos seus efeitos químicos e biológicos. Todavia, e de modo a simplificar a interpretação destas mesmas medições, foram criados dispositivos – dosímetros - capazes de medir ou avaliar grandezas dosimétricas, nomeadamente dose absorvida (22).

Com o avanço dos tempos e, conseqüentemente da tecnologia, vários foram os dosímetros de radiação desenvolvidos. Todavia, o princípio de funcionamento de um dosímetro tem por base a transferência de toda ou de parte da energia de radiação para o dispositivo de medição, sendo convertida então em formas mais acessíveis à percepção humana quer direta – dosímetros ativos- ou indiretamente – dosímetros passivos (23). Estes últimos são aqueles que produzem um sinal induzido por radiação e armazenam o mesmo para posterior processamento e análise, sendo exemplo disso os filmes radiocrômicos e os dosímetros termoluminescentes. No que se refere aos dosímetros ativos, como é o caso da maioria dos detetores gasosos, há medição do sinal e exibição da leitura diretamente, isto é, há a medição da dose ou taxa de dose em tempo real (24).

No que se refere à aquisição de dados, qualquer dosímetro de radiação pode operar de dois modos, isto é, no registo das medidas realizadas: modo pulso ou modo integração. No primeiro modo mede-se a carga total, a qual resulta por exemplo de se integrar no tempo um pulso isolado, na ordem dos nanossegundos, uma vez que a carga é diretamente proporcional à energia depositada no detetor. No entanto, para taxas de eventos muito elevadas, o modo pulso é impraticável, dado que o intervalo entre eventos pode ser demasiado curto para medição, visto que os instrumentos de aquisição de dados estão tipicamente limitados a taxas de aproximadamente 1 MHz. Por seu turno, no modo de integração há variação da corrente ou tensão com o tempo, de acordo com a intensidade da radiação, sendo necessário integrar um determinado número de pulsos por intervalo de tempo, sendo que este intervalo pode variar desde centenas de milissegundos até dezenas de segundos (25).

Neste capítulo iremos abordar alguns dos dosímetros de radiação existentes, sendo que o foco principal serão os dosímetros utilizados ao longo do presente projeto, nomeadamente, câmara de ionização e filme radiocrômico.

### 3.1. Detetores gasosos

Os detetores gasosos são aqueles que, como o próprio nome indica, apresentam um gás no seu interior que funciona como um transdutor, ou seja, aquando da interação da radiação com o gás ocorre a ionização dos átomos do mesmo criando iões. A medição da quantidade de energia depositada no detetor é possível através da aplicação de uma diferença de potencial entre os dois elétrodos, sendo os iões atraídos para os mesmos, gerando-se assim uma corrente relacionada com a taxa de recolha dos iões (26).

A principal distinção entre os detetores gasosos prende-se com a diferença de potencial aplicada entre os elétrodos, fazendo com que o mesmo opere em diferentes regiões (Figura 7). Numa primeira região - região recombinante - os iões produzidos não são totalmente detetados devido à recombinação dos mesmos, sendo que esta região não é usada na deteção de dose devido à sua imprecisão. Em seguida, na região de ionização, à medida que a tensão aumenta há um ponto de saturação onde todos os iões detetados pelos elétrodos correspondem ao número de iões produzidos, sendo que nesta região encontram-se detetores como as câmaras de ionização. Por sua vez, na região proporcional, os iões adquirem energia cinética suficiente, conferindo-lhes a possibilidade de induzir ionizações secundárias, sendo que nesta região há possibilidade de detetar diferentes tipos de radiação ( $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ ), distinguindo-as pelas alturas de pulso. Na região proporcional limitada, o aumento da tensão implica um aumento direto não linear na carga de iões detetados, pois os eletrões são atraídos com maior rapidez para o elétrodo com carga contrária comparativamente aos positivos, originando uma elevada concentração de iões positivos próximos do elétrodo negativo, o que leva a uma distorção na proporcionalidade de multiplicação do gás e impede que esta região seja utilizada na medição da radiação. Numa região de maior tensão, região de *Geiger-Muller*, há um efeito massivo de amplificação, de forma tal que o número de iões formados é independente da energia de radiação com a qual interage com o detetor, pelo que, contrariamente à região proporcional, o contador Geiger não permite a distinção entre os diferentes tipos de partículas. Por fim, na região de descarga contínua, a diferença de potencial aplicada provoca descargas contínuas nos elétrodos (26)(27).

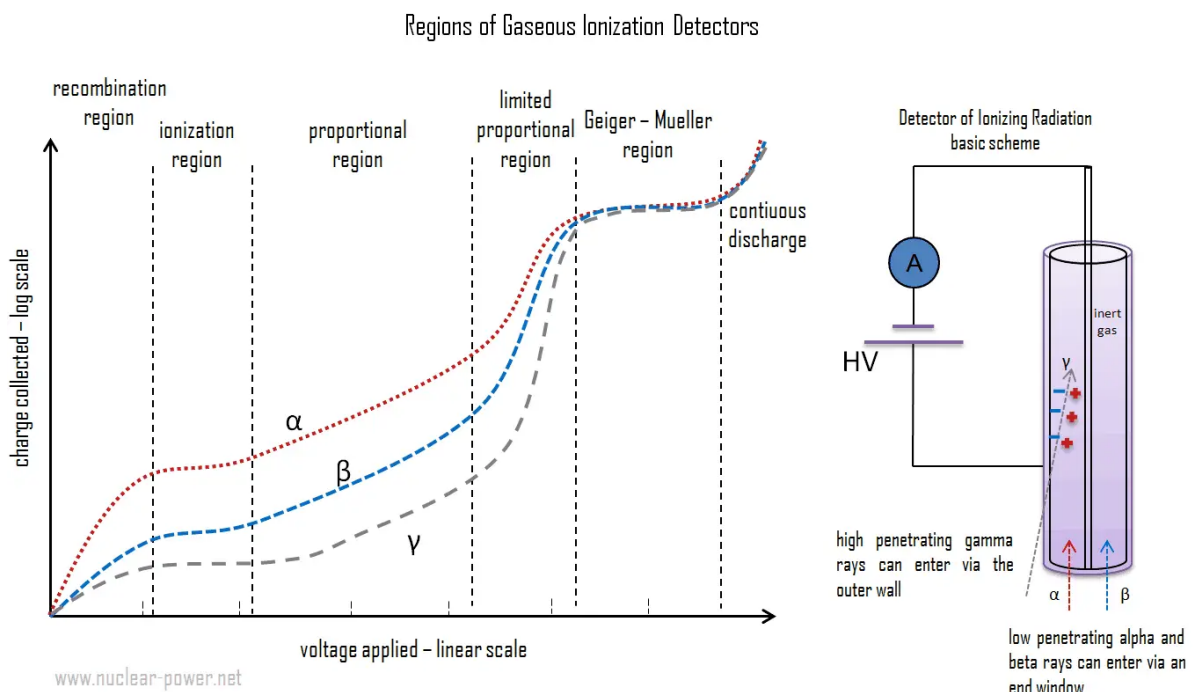


Figura 7- O diagrama mostra a relação entre o número de iões e a diferença de potencial aplicada entre os elétrodos. Na região recombinante, os iões produzidos não são completamente detetados. Na região de ionização, a deteção de iões é proporcional à energia depositada no detetor. Na região proporcional os iões adquirem energia cinética suficiente para induzir ionizações secundárias. Na região proporcional limitada, o aumento da tensão implica um aumento direto não linear na carga de iões detetados. Na região de Geiger-Muller o número de iões formados é independente da energia de radiação que interage com o detetor, não sendo possível distinguir diferentes tipos de partículas. Em diferenças de potencial elevadas - região de descarga contínua - há descargas contínuas nos elétrodos. (27)

### 3.2. Câmara de ionização

A câmara de ionização, do inglês *Ionization Chamber (IC)*, como abordado previamente, é um detetor gasoso, que deteta cargas oriundas da ionização direta dos átomos do gás, criando elétrons livres que, quando submetidos a um campo elétrico, são atraídos para o ânodo e geram uma corrente que pode ser medida com um dispositivo como o eletrômetro (28).

Existem inúmeros tipos de IC consoante a sua finalidade, variando na sua forma, nas suas dimensões, no volume sensível e nos limites de deteção. Neste projeto, utilizou-se a IC PTW modelo TM30013, também conhecida como *Farmer Chamber* (Figura 8a). Esta é utilizada para medições de dose em radioterapia e apresenta uma forma cilíndrica, concebida para ser à prova de água, um volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$ , uma resposta de  $20 \text{ nC/Gy}$  e uma tensão nominal de  $400 \text{ V}$  (29).

Do mesmo modo, e uma vez que a câmara enunciada anteriormente começou a apresentar problemas de estabilização, utilizou-se a câmara PTW modelo TM31013 (Figura 8b) para o estudo e medição da camada semi-redutora. Esta é semelhante à *Farmer Chamber*, diferindo apenas no volume sensível ( $0,3 \text{ cm}^3$ ) e conseqüentemente na resposta ( $10 \text{ nC/Gy}$ ) (29).

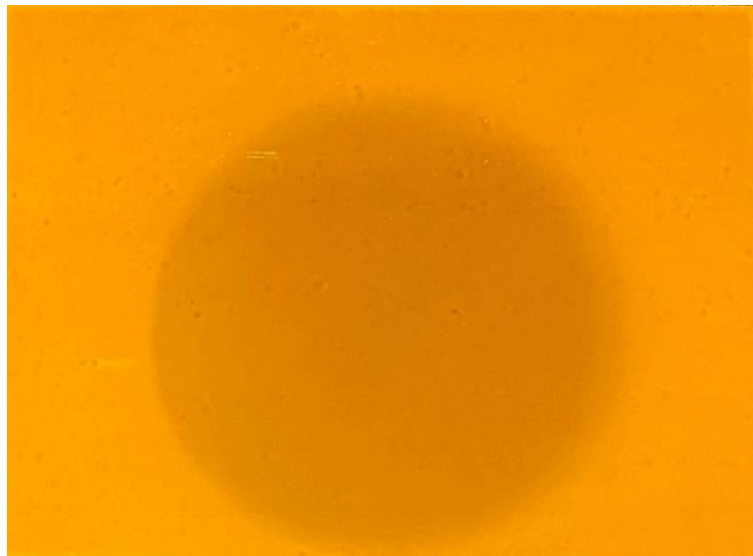
Por sua vez, para o estudo das flutuações do tubo de raio-X utilizou-se a IC PTW modelo TM23361 (Figura 8c). Esta câmara foi projetada para ser uma câmara de referência em dosimetria apresentando variações bastantes pequenas na resposta a radiações de baixa energia, apresenta um volume sensível de  $30 \text{ cm}^3$ , uma resposta de  $1 \text{ } \mu\text{C/Gy}$  e uma tensão nominal variável entre  $400$  e  $500\text{V}$  (29).



Figura 8- Câmaras de ionização utilizadas; (a) modelo TM30013, (b) modelo TM31013, (c) modelo TM23361. (29)

### 3.3. Filme radiocrômico

Os filmes radiocrômicos são dosímetros cujo princípio de funcionamento se baseia na modificação das características estruturais do elemento cristalino sensível quando exposto a radiações ionizantes. Isto é, o filme apresenta uma camada simples ou dupla de material sensível que sofre um processo de polimerização nos monómeros destas camadas, sendo que esta alteração se caracteriza pelo escurecimento do filme (Figura 9). Esta alteração pode ser observada diretamente, após a exposição, sem a necessidade de revelação do material mediante processos químicos ou por outros agentes, podendo medir-se o escurecimento do filme em cada pixel com recurso a programas de imagem e relacioná-los com a dose absorvida (30).



*Figura 9- Filme radiocrômico irradiado pela fonte de raios-X existente no departamento de física da FCUL.*

Este tipo de dosímetro mostrou ser bastante útil em aplicações de dosimetria clínica e de pesquisa, nomeadamente em braquiterapia, terapia com eletrões, irradiação total do corpo, caracterização dosimétrica de feixes de terapia de prótons, entre muitas outras aplicações. Assim, ao longo dos anos, houve uma necessidade de produção de novos filmes radiocrômicos, de modo a atender ao crescente interesse neste tipo de sistema de dosimetria, não apenas para medições de alta dose de feixes, mas também para medições de doses relativamente baixas utilizadas em radiologia diagnóstica (31).

O filme radiocrômico requer um dosímetro de referência para que possa ser calibrado, nomeadamente uma IC. Esta calibração consiste na colocação do filme entre a fonte e a IC que deve ser colocado num fantoma equivalente à água (Figura 10). Realça-se que estes dosímetros quando bem calibrados apresentam incertezas inferiores a 3% (30).

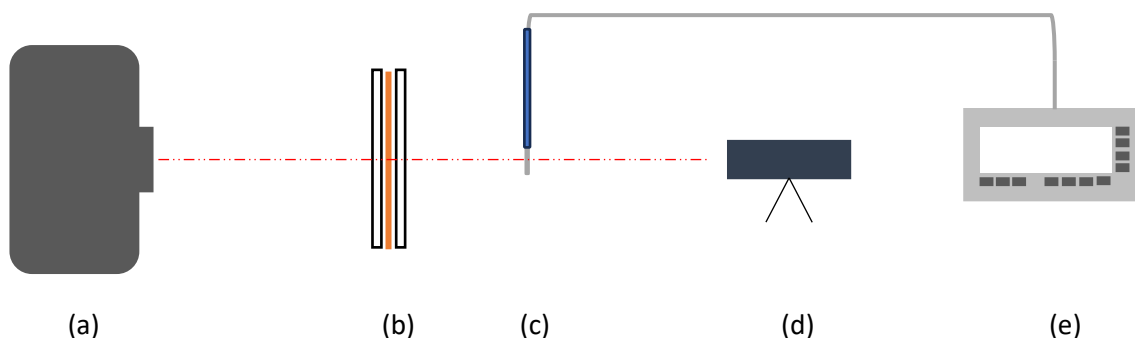


Figura 10- Esquema de calibração de um filme radiocrômico. (a) tubo de raio-x, (b) filme radiocrômico (laranja) num fantoma de polimetilmetacrilato, (c) dosímetro de referência (IC), (d) laser que permite o alinhamento dos componentes a, b e c, (e) eletrômetro que permite a leitura da dose medida com o dosímetro de referência.

### 3.4. Outros dosímetros

#### 3.4.1. Dosímetros de cintilação

No momento da interação da radiação ionizante com a matéria ocorrem diversas reações que libertam energia, sendo que a maior parte dos casos esta é apenas dissipada sob a forma de energia térmica. Todavia, em alguns materiais, mais concretamente os cintiladores, esta pode ser libertada como luz (32).

Os cintiladores são materiais que se podem apresentar no estado líquido, sólido ou gasoso, com capacidade de converter fótons de alta energia, nomeadamente raios-X e raios gama, ou até mesmo partículas, como é o caso dos elétrons, prótons, neutrões e iões, em luz visível (32).

Estes mesmos materiais podem dividir-se em duas categorias, orgânicos e inorgânicos. Os primeiros são conhecidos por pertencerem à classe dos compostos aromáticos, como é o caso do antraceno, do poliestireno e das fibras óticas cintilantes. Os segundos, são frequentemente cristais dopados com uma pequena quantidade de impurezas ativadoras, nomeadamente cristais de iodeto de sódio. Enquanto a cintilação dos materiais orgânicos tem origem molecular, nos inorgânicos deve-se à estrutura de banda eletrónica dos cristais (33).

Aquando do bombardeamento do cristal com radiação pode ocorrer a ionização do mesmo, através da remoção de um elétron da banda de valência para a de condução, gerando assim um elétron e um buraco livres. Ou, ainda, por excitação, pode criar-se um par elétron-buraco que podem mover-se livremente no cristal como um todo. Quando estes pares encontram um átomo da substância ativadora excitam-no e quando ocorre a desexcitação há então emissão de luz (34).

No que se refere à constituição de um detetor de cintilação, esta inclui um cintilador que se encontra acoplado a um fotodetetor, como por exemplo um fotomultiplicador (PMT) de fotocátodo ou um fotomultiplicador de silício (SiPM), que para além da deteção da luz também amplificam o sinal atingindo ganhos de  $10^5$ - $10^7$  (33).

Os PMT são constituídos por um fotocátodo que converte o fluxo de luz num fluxo de elétrons, por efeito fotoelétrico. Para além disso incluem também um sistema de elétrodos de focagem que foca

e acelera o fluxo de elétrons; um multiplicador de elétrons que consiste numa série de elétrodos de emissão secundária – dínodos; e, por fim, um ânodo que recolhe os elétrons provenientes do fotomultiplicador, gerando um impulso, fazendo assim com que à saída se tenha um sinal com amplitude de dezenas de mV e largura de alguns ns. Ressalva-se que a ordem de grandeza depende sempre do instrumento utilizado (35).

#### 3.4.2. Cristais de alumina

O óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), também conhecido como alumina, apresenta uma série de propriedades que favorecem a sua utilização, nomeadamente, alta dureza, boa resistência ao desgaste, estabilidade contra ataques químicos e, ainda, estabilidade térmica. Estes materiais apresentam diferentes fases cristalinas que são variantes estruturais, nomeadamente  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ , porém a mais utilizada é a alumina na fase cristalina alfa, uma vez que é quimicamente mais estável quando comparada às restantes (36).

Em dosimetria, recentemente, foram desenvolvidos detetores passivos de rasto nuclear fluorescente, do inglês *fluorescent nuclear track detectors* (FNTDs), desenvolvidos para detetar neutrões, prótons e partículas carregadas. Estes têm por base o uso de monocristais de óxido de alumínio dopados com carbono e magnésio ( $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}, \text{Mg}$ ) que, após irradiação, são digitalizados e processados com recurso a um sistema de leitura de alta resolução baseado na técnica de microscopia de fluorescência de varredura para se determinar a dose, tendo-se ainda sensibilidade ao rasto das partículas ionizantes. Estes novos detetores permitem medições de dose numa gama variável entre 0,2 mGy e 30 mGy (37).

#### 3.4.3. Dosímetro termoluminescente

O recurso a materiais termoluminescentes para aplicação em dosimetria teve início em 1950. Estes são utilizados com o objetivo de associar a quantidade de luz emitida, após aquecimento ou estimulação ótica do material, à dose de radiação à qual o mesmo foi exposto (38).

Um dosímetro termoluminescente (TLD) é um dosímetro passivo, cujo funcionamento se baseia em três fases distintas. Primeiramente, quando o dosímetro é exposto à radiação ionizante, ocorre excitação e ionização dos elétrons, fazendo com que estes se desloquem da banda de valência para a de condução. Após a irradiação, existe um período de latência, isto é, o período que decorre desde a irradiação até ao aquecimento, podendo ser de um mês ou mais. Nesta última etapa, os elétrons ao serem aquecidos voltam ao estado fundamental e emitem luz que é lida por um PMT, sendo a emissão de luz proporcional à exposição do dosímetro à radiação (39)(40).

Acerca deste tipo de dosímetros pode ainda acrescentar-se que, comparativamente aos filmes radiocrómicos, estes permitem uma deteção de doses mais elevadas 0,01 mGy a 10 Gy e, ainda, permitem serem reutilizados (41).

#### 3.4.4. Dosímetros semicondutores

Os dosímetros semicondutores são instrumentos cuja base incide em materiais semicondutores cristalinos, como por exemplo silício e germânio. Estes detetores apresentam um princípio base de funcionamento semelhante aos detetores gasosos, todavia, ao invés do volume sensível ser um gás é um material sólido semicondutor (42).

Aquando da interação da radiação ionizante com um material semicondutor, ocorre a criação de um par elétron-buraco que é detetado pela presença de corrente elétrica – fotocorrente. Esta corrente é composta por dois componentes, sendo a primeira gerada na depleção do díodo, resultante do par elétron-buraco produzidos pela radiação, da rápida separação e coleta dos mesmos pela presença de campo elétrico. Por seu turno, o segundo componente é respeitante às lacunas e elétrons que se encontram fora da zona de depleção e que se podem difundir para a mesma e serem igualmente detetados (43).

Este tipo de dosímetros desempenham um papel importante para o uso na detecção de partículas pesadas, como é o caso de prótons, partículas alfas e fragmentos de fissão. A vantagem do uso destes detetores recai sobre a boa sensibilidade e excelente tempo de resposta (44).

#### 3.4.5. Detetores de diamante

Devido à sua elevada radiosensibilidade, ótima resolução espacial, baixa dependência energética e boa estabilidade, os detetores de diamantes apresentam resultados promissores no que se refere ao uso em dosimetria. A particularidade que os distingue dos demais dosímetros apresentados, é o facto destes serem praticamente equivalente ao tecido biológico, pois os números atômicos do carbono ( $Z=6$ ) e do tecido ( $Z=7,42$ ) são bastante próximos, fazendo com que o sinal medido por este tipo de detetor seja diretamente proporcional à dose absorvida pelos tecidos do paciente, sem haver necessidade de aplicar fatores de correção (45)(46).

No que se refere à constituição de um detetor de diamante, este possuiu uma placa de diamante com uma espessura de 0,2 mm introduzido numa placa de polimetilmetacrilato (PMMA), a uma profundidade de 1 mm. As dimensões destes detetores são equiparáveis aos detetores semicondutores de silício e a sua tensão de polarização é de 100 V. Após a aplicação desta tensão, recomenda-se uma pré-irradiação do detetor com uma dose de cerca de 10 Gy para que a sensibilidade do detetor atinja a estabilidade (47).



## Capítulo 4. Fontes de radiação

Durante a realização deste projeto, utilizaram-se uma fonte de raio-X e duas fontes radioativas de Estrôncio-90 ( $^{90}\text{Sr}$ ), disponíveis no Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. Assim sendo, neste capítulo proceder-se-á à explicação do funcionamento bem como as características das mesmas e, ainda, à descrição da metodologia aplicada para a obtenção de características complementares das fontes.

### 4.1. Tubo de raio-X

Os tubos de raio-X são constituídos por diversos componentes que têm intervenção direta na produção de raios-X. Este tipo de radiação resulta na conversão de energia cinética obtida dos eletrões livres, acelerados sob uma diferença de potencial, em radiação eletromagnética, resultado das interações radiativas e de colisão (19).

O processo de produção de raios-X inicia-se quando o cátodo é percorrido por uma corrente (I), aquecendo e libertando eletrões por efeito termiônico (Figura 11). Estes eletrões são acelerados por uma diferença de potencial ( $\Delta V$ ) entre o ânodo e o cátodo, indo embater no ânodo que é feito de um metal pesado. Os eletrões adquirem uma energia máxima e, ao interagirem com os átomos do ânodo, produzem raios-X de duas formas: ao serem desviados pelos núcleos do ânodo emitem radiação de *Bremmstrahlung* – fundo contínuo - e ao colidirem com os eletrões das camadas mais internas dos átomos têm a capacidade de os arrancar ionizando-os, sendo que as lacunas resultantes são então preenchidas por eletrões de camadas superiores, com emissão de fótons de energia bem definida – raios-X característicos (19).

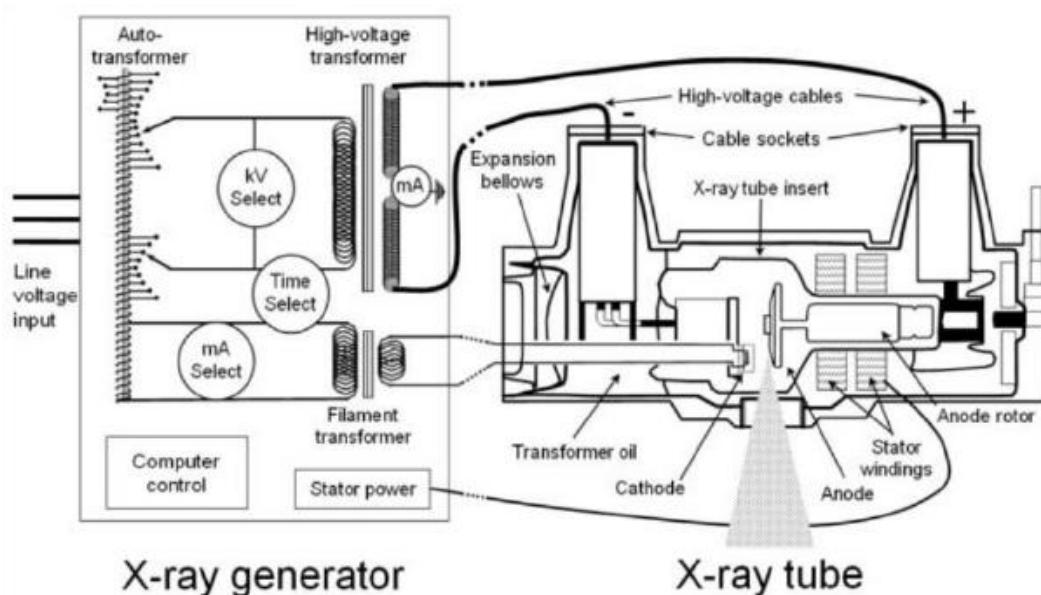


Figura 11- Componentes de um gerador e de um tubo de raios-X (19).

No que se refere ao tubo de raio-X utilizado neste trabalho (Figura 12), este apresenta uma tensão de operação de 50 kV e é um tubo antigo utilizado na área de medicina dentária. Acerca desta fonte, pode acrescentar-se que o seu ânodo é constituído por tungsténio e que o ângulo entre o ânodo e o feixe de eletrões incidente é de 20°. Sabe-se, ainda, que a fonte possui uma filtração primária de 2 mm de alumínio (Al) (48). Todavia, considerando que não existem mais informações acerca desta fonte, efetuou-se um estudo mais exaustivo acerca da mesma.



Figura 12- Tubo de raio-X.

#### 4.1.1. Caracterização da radiação produzida por um tubo de raio-X

A qualidade da radiação produzida por uma fonte de raio-X depende de diversos fatores, de entre os quais a tensão de pico, o material do ânodo, o ângulo que o ânodo faz com os eletrões incidentes, a flutuação de pico, a atenuação e a dispersão que os raios-X característicos sofrem ao atravessar diferentes materiais, até chegar ao objeto que se pretende irradiar (20).

No caso da fonte em estudo, e uma vez que esta apresenta uma tensão de operação baixa, pode caracterizar-se o feixe recorrendo apenas à tensão de pico e aos valores da camada semi-redutora (HVL) de um filtro. Deste modo, para esta caracterização recorreu-se a um colimador, a placas de alumínio (Al) com diferentes espessuras (1,01 mm, 0,5 mm e 0,1 mm), a uma IC e a um detetor de silício. Realça-se que, para a leitura do sinal obtido através da IC recorreu-se a um eletrómetro PTW UNIDOS E (Figura 13). Antes da sua utilização, deve escolher-se a IC com a qual se quer trabalhar, neste caso a TM31013, e deve efetuar-se a correção da mesma colocando dados que permitam a calibração da IC, nomeadamente temperatura e pressão na hora de início das medições. Dependendo da *range* utilizada,

o aparelho consegue efetuar uma leitura com diferentes limites de detecção, e, atendendo a que foi utilizada a *range low*, o eletrômetro conseguiu adquirir sinais entre 100  $\mu\text{Gy}$  e 325 Gy (22).



Figura 13- Eletrômetro PTW UNIDOS E utilizado para leitura do sinal proveniente da IC.

Na figura 14, pode observar-se um esquema representativo da montagem utilizada para a medição do primeiro e segundo HVL. O colimador de chumbo, bem como o detetor de silício que nos permitiu medir o sinal da fonte aquando da passagem pelo colimador para o estudo das flutuações do tubo, encontram-se a 10 cm da janela da fonte de radiação, sendo que se recorreu ao laser para alinhar o colimador com o tubo. Por fim, colocou-se o detetor de radiação a 64 cm do tubo, recorrendo-se, uma vez mais, ao laser para alinhar os três componentes.

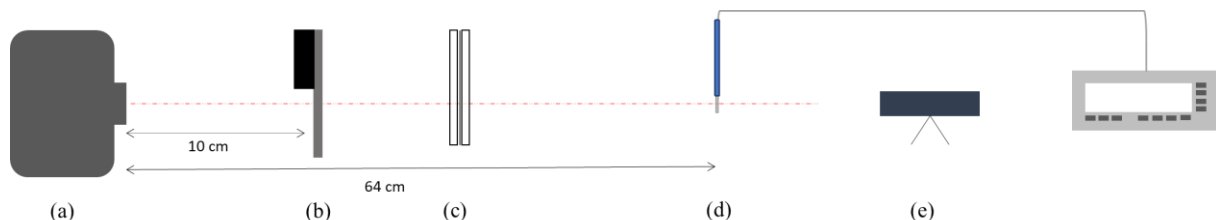


Figura 14- Esquema de montagem para a medição da camada semi-redutora (HVL). (a) tubo de raio-X, (b) colimador de chumbo (cinza) + detetor de silício (preto), (c) suporte de placas de alumínio, (d) IC e eletrômetro, (e) laser para permitir o alinhamento de todos os componentes da montagem.

Inicialmente efetuou-se um disparo de radiação, sem qualquer espessura de Al entre o colimador e a câmara, sendo que mesmo nestas condições temos presente os 2 mm de Al inerentes à fonte de radiação. Em seguida, interpuseram-se diferentes placas de Al e mediu-se os sucessivos valores de dose, obtendo-se o gráfico seguinte (Figura 15).

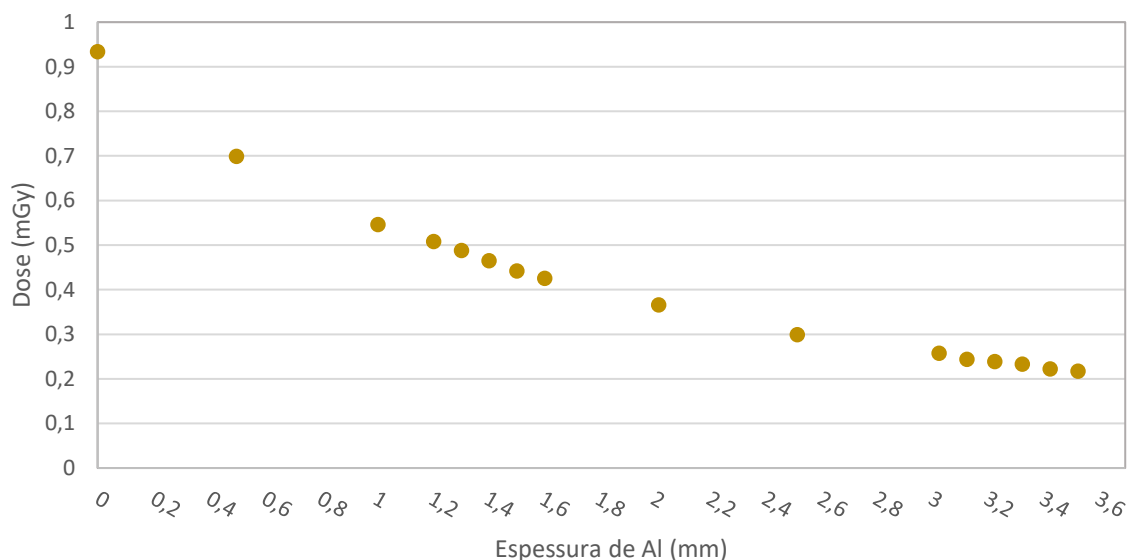


Figura 15- Variação de dose com o aumento da espessura de placas de Al interpostas entre o colimador e a câmara.

Como é possível verificar no gráfico acima, existem duas regiões onde a dose inicial detetada pelo detetor reduz-se para metade (1,2 a 1,6 mm) e, ainda, para  $\frac{1}{4}$  (3,1 a 3,5 mm), correspondendo, assim, ao primeiro e segundo HVL, respetivamente.

Dada a limitação das espessuras das placas, não é possível obter um valor preciso da espessura que corresponde ao primeiro e segundo HVL, pelo que, se efetuou um ajuste exponencial recorrendo aos valores de dose medidos para cada uma das duas regiões. Seguindo este procedimento resulta a expressão  $y = 0,884 e^{(-0,456 x)}$  para o ajuste na região do 1ºHVL e a expressão  $y = 0,418 e^{(-0,175 x)}$  para o ajuste na região do 2ºHVL, sendo  $x$  a espessura de Al em mm e  $y$  a dose. Portanto, sabendo que o valor inicial da dose apenas com o Al inerente é de 0,934 mGy, sabe-se que para obtermos o primeiro HVL a dose tem de ser 0,467 mGy e a do segundo HVL 0,234 mGy, pelo que se substituí estes valores nas equações e obtém-se o valor de espessura necessária de Al para atingir estes pontos, sendo esta  $(1,40 \pm 0,02)$  mm para o 1ºHVL e  $(1,94 \pm 0,03)$  mm para o 2º HVL. Note-se que as incertezas associadas às espessuras de Al são calculadas com recurso à expressão de propagação de incertezas ( $i_{total} = \sqrt{(i_1)^2 + (i_2)^2 + (...)} + (i_n)^2$ , sendo  $i_n$  a incerteza associada a cada combinação de placas).

De modo a confirmar os valores obtidos, recorreu-se a um programa denominado *SpekCalc* (48), capaz de nos fornecer o espectro da fonte de radiação, bem como os valores da espessura de Al para obter o 1º e o 2º HVL. Para tal, apenas é necessário colocar a energia no pico da fonte (50 kV), o ângulo entre o ânodo e o feixe de eletrões incidentes (20º), a distância do detetor à fonte (64 cm) e a espessura de Al inerente ao tubo (Figura 16a).

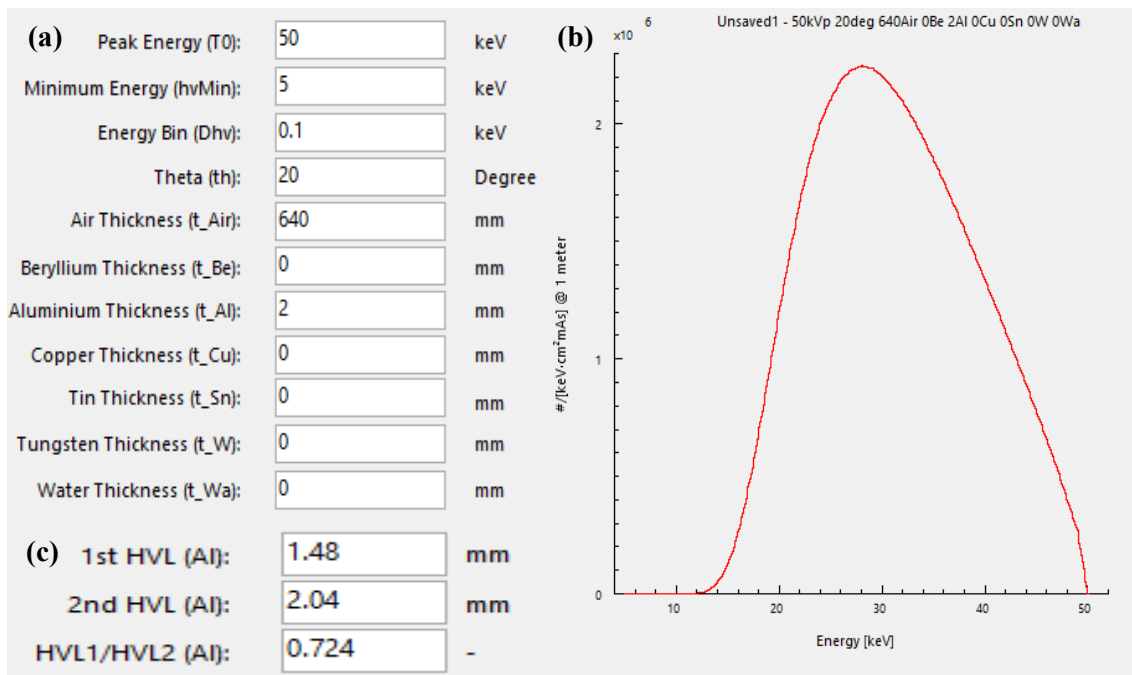


Figura 16- Programa SpekCalc. (a) parâmetros introduzidos, (b) espectro obtido, (c) valores do 1° e 2°HVL.

O programa utilizado permite, ainda, obter informações acerca do débito de dose, sendo este 41,51  $\mu\text{Gy/mAs}$ , para a distância de um metro. Para estimar a taxa de dose para o caso da medição acima descrita, em que o detetor se encontre a 64 cm da fonte de raios-X, recorreu-se à lei do inverso do quadrado da distância. Esta lei descreve como a intensidade de um campo de radiação evolui com a variação da distância à fonte de radiação. Assim sendo, aplicando esta lei conclui-se que o débito de dose esperado a 64 cm é de 101,34  $\mu\text{Gy/mAs}$ .

Como se pode observar pela figura 16c, os resultados obtidos através do *SpekCalc* não correspondem aos valores obtidos experimentalmente, o que sugere que a tensão de operação da fonte de raio-X pode não ser exatamente 50 kV, mas sim um valor inferior ou, ainda, pode ser que o a rotação do ânodo relativamente ao plano de incidência dos eletrões emitidos pelo cátodo não esteja correta ou, ainda, que a espessura de alumínio considerada para a fonte não sejam os 2 mm. De forma a perceber-se a tensão efetiva da fonte utilizada, colocou-se no programa valores mais baixos que a tensão indicada, sendo que o que melhor se ajusta, apresentando valores de HVL mais próximos dos experimentais, é a tensão de 47 kV. Poder-se-iam, ainda, alterar os parâmetros mencionados anteriormente, porém, optou-se por variar apenas a tensão uma vez que será o parâmetro com maior influência.

Para um estudo mais completo, recorreu-se a um osciloscópio para perceber qual a estrutura temporal da tensão no tubo de raio-X (Figura 17), e o que se observa à saída do tubo é uma meia onda com estrutura pulsada, sendo que este sinal é obtido através de um detetor de silício que se encontra posicionado em frente ao tubo de raios-X e ligado ao osciloscópio. Este formato de onda advém do facto da alimentação do tubo de raio-X ser corrente alternada de meia onda. Realça-se, ainda, que se o sinal à saída do tubo fosse contínuo, o equipamento decerto seria mais caro que o habitual ou, ainda, devido ao

sobreaquecimento do mesmo, vários componentes do tubo, como é o caso do filamento, poderiam fundir. Assim, com a estrutura temporal apresentada pela fonte há uma maior preservação dos componentes que incorporam a mesma.

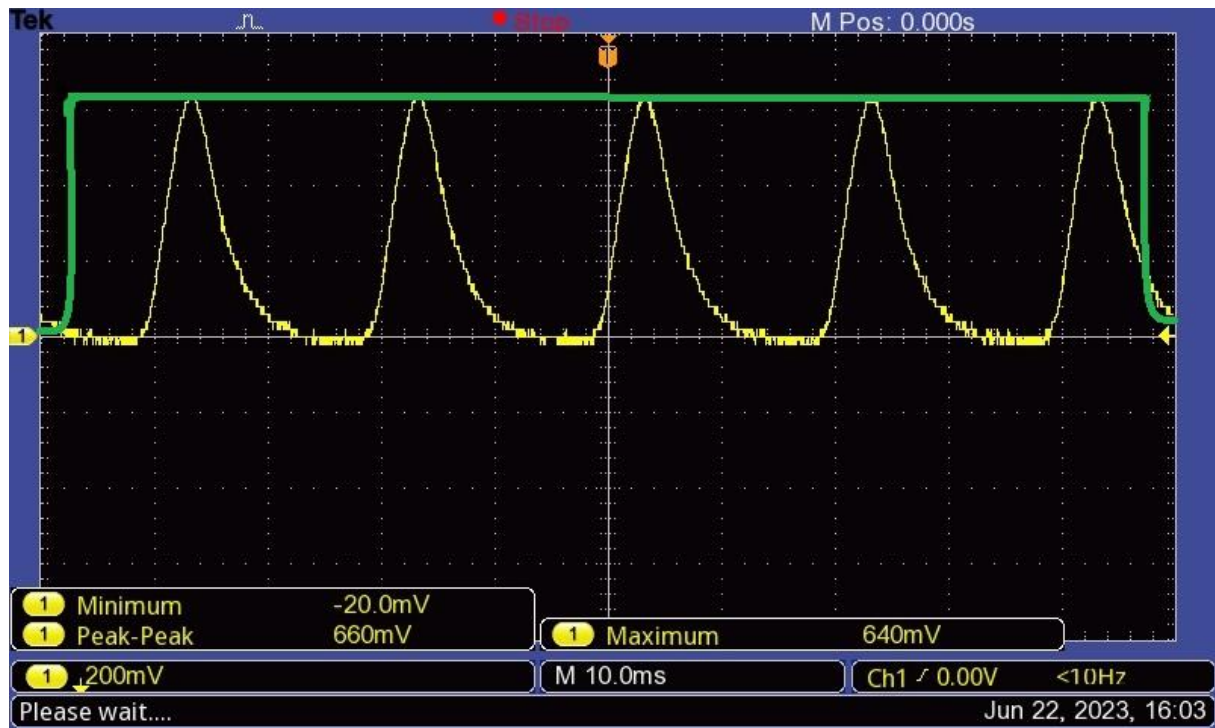


Figura 17- Estrutura temporal real apresentada pelo tubo de raio-X em estudo (amarela), bem como uma representação do que se deveria obter se a fonte apresentasse um sinal contínuo (verde).

#### 4.1.2. Flutuações da fonte

Uma vez conhecida a não continuidade do tubo de raio-X, optou-se por monitorizar a estabilidade do mesmo, recorrendo-se para isto à IC do modelo TM23361 (Figura 18). As medições foram efetuadas em três dias diferentes, de modo a perceber qual a percentagem de flutuação que a fonte apresenta, sendo mais uma vez utilizado para a leitura da dose o eletrômetro PTW UNIDOS E, descrito anteriormente. Denote-se que entre cada medição houve um tempo mínimo de espera de 60 segundos para que o tubo não sobreaquecesse.

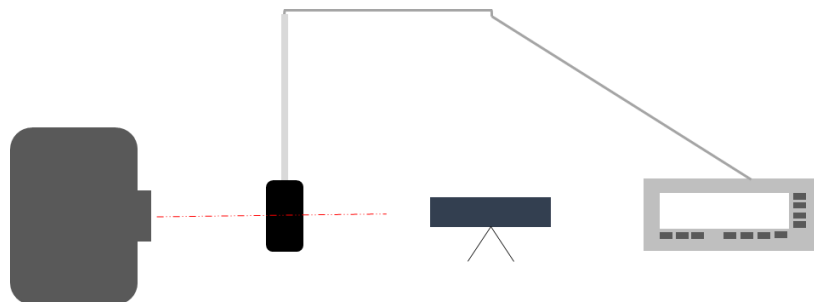


Figura 18- Esquema da montagem para monitorização da estabilidade do tubo de raio-X. (a) tubo de raio-X, (b) IC modelo TM23361, (c) laser para alinhamento dos componentes.

Na figura 19, encontram-se os resultados provenientes do estudo das flutuações do tubo de raio-X utilizado, sendo que os valores apresentados resultam de uma integração de 15 segundos, onde a câmara é irradiada apenas durante 3 segundos, sendo esta uma característica do aparelho de raios-X utilizado. Como se pode verificar, existem flutuações acentuadas entre cada medição nos diferentes dias, acrescentando-se, ainda, que o valor absoluto destas tendem a decrescer com o número de medições.

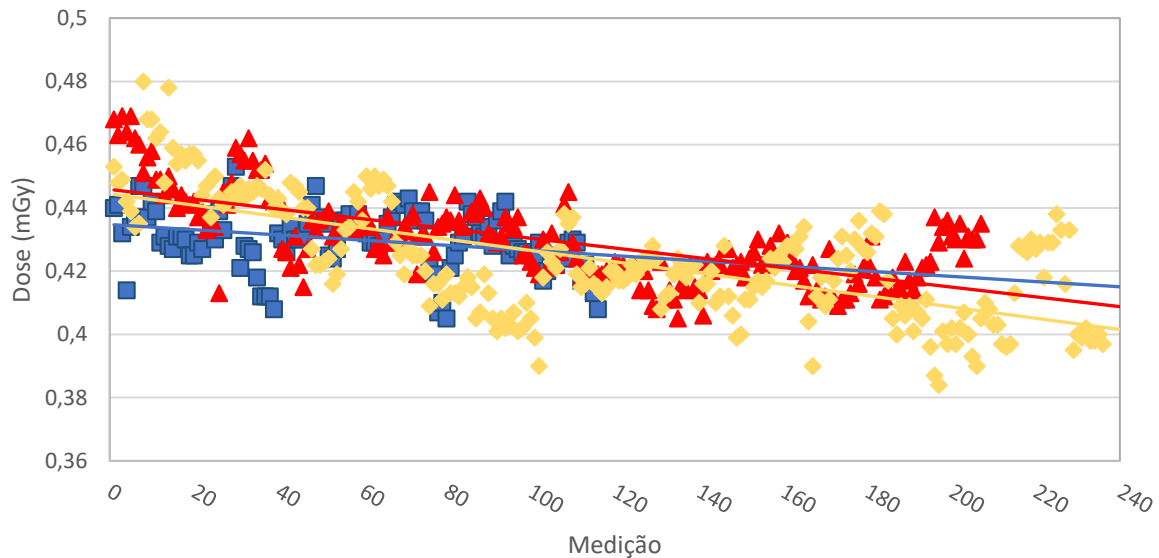


Figura 19- Estudo das flutuações do tubo de raio- X com recurso à IC TM23361 para o primeiro dia de medições (azul), para o segundo (vermelho) e para o terceiro dia (amarelo), acompanhados das respetivas linhas de tendência.

Com recurso aos dados obtidos na figura anterior, pode afirmar-se que quanto maior o número de medições efetuadas, maior será a variação, ou seja, no primeiro dia de medições observa-se uma diferença de 0,05 mGy entre o valor máximo e mínimo, uma diferença de 0,06 mGy para o segundo dia e, por fim, uma diferença de 0,10 mGy. Assim sendo, através da divisão do valor máximo pelo valor mínimo em cada dia obtém-se variações de cerca de 12% para o primeiro dia, de 16% para o segundo e de cerca de 25% para o último dia.

O estudo das flutuações do tubo de raio-X tornou-se bastante relevante para as medições que se seguiram com o dosímetro em estudo, decidindo-se, assim, implementar a correção dos resultados consoante as flutuações da fonte através da introdução de um fator de correção obtido de medições em paralelo com uma IC, mais concretamente a IC do modelo TM30013.

#### 4.1.3. Perfil do campo de radiação

O estudo do perfil do campo de radiação da fonte de raio-X foi efetuado com o recurso ao filme radiocrômico, mais concretamente o *Gafchromic XR-SP2 film*. Este, conforme declarado pelo fabricante, é sensível na faixa de 0,5–200,0 mGy.

De modo que as medições fossem efetuadas de forma correta e não se comprometesse os resultados obtidos, seguiu-se o procedimento presente na literatura (50). Deste modo, um dos cuidados

considerados na hora de manusear o filme foi a utilização de luvas para que não se danificasse a superfície sensível. Recortou-se o filme à medida da zona sensível do detetor em estudo (7,8 cm x 6,4 cm), por forma a abranger toda a região de interesse, e efetuou-se a digitalização do mesmo com recurso a um *scanner*, antes de qualquer irradiação, guardando-se as imagens com uma qualidade de 300 pontos por polegada (*ppp*) no formato *JPG*, de modo a permitir a sua leitura no programa de imagem utilizado. Durante a realização desta etapa, um dos cuidados a ter em conta foi a orientação do filme no *scanner*, para que numa posterior digitalização os filmes apresentem orientações consistentes e coincidentes. Posteriormente, posicionou-se o filme à distância de 23,5 cm, para assegurar que todas as fibras recebiam radiação, colocando o mesmo num fantoma equivalente à água, neste caso, entre duas placas de PMMA. Na figura 20, observa-se o alinhamento dos componentes utilizados na irradiação do filme radiocrómico.

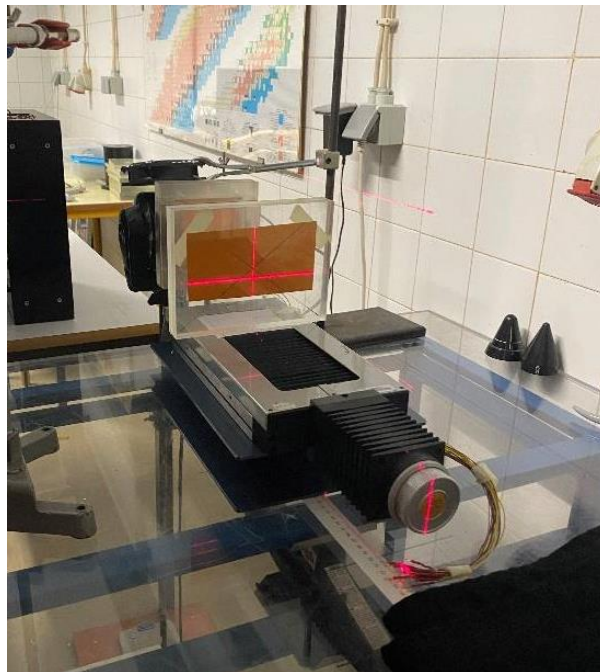
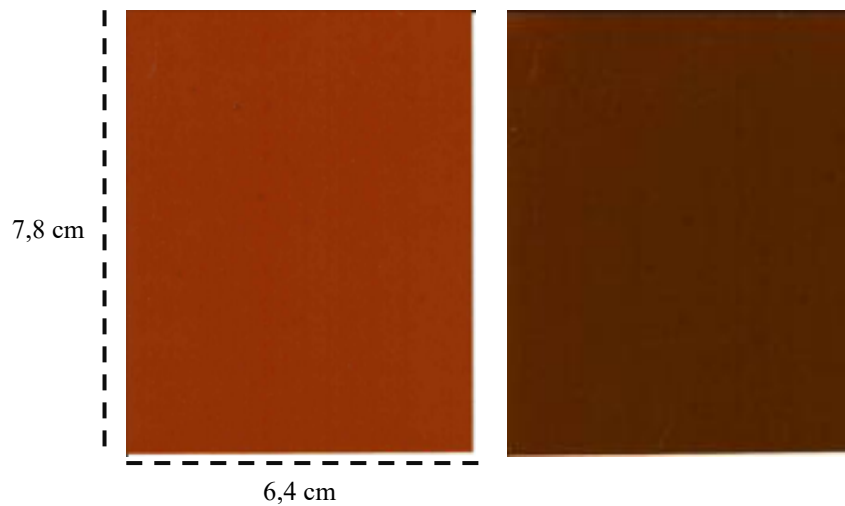


Figura 20- Montagem para alinhamento dos componentes para irradiação do filme radiocrómico.

Efetuaram-se cinco disparos de radiação e, posteriormente, voltou-se a realizar a digitalização do filme irradiado para que fosse possível comparar as diferenças antes e após as irradiações. Para a análise e comparação destas diferenças recorreu-se ao programa *ImageJ* (51), que nos permite avaliar o escurecimento do filme, permitindo posteriormente correlacionar a intensidade dos pixels com a dose absorvida.

Na figura 21, temos o filme radiocrómico antes e após a irradiação e, com recurso a uma ferramenta disponível no programa de imagem, selecionou-se toda a área irradiada, obtendo assim o perfil do campo de radiação.



*Figura 21- Filme radiocrômico irradiado para estudo do perfil do campo de radiação da fonte de raio-X, sendo que à esquerda se encontra o filme antes da irradiação e à direita o filme irradiado.*

Na figura 22, observam-se os gráficos correspondentes aos perfis de radiação da fonte antes e após a irradiação, sendo estes expressos em valor de cinzento (*Gray value*) em função da distância dos *pixels*. Sabe-se que, quanto mais baixo for o valor de cinzento maior é a dose depositada, pelo que se pode afirmar que não existe uniformidade no campo de radiação, indicando que a fibra 64 recebe uma maior quantidade de dose que a fibra 1. Com isto, pode comprovar-se que há um desvio da fonte de raios-X como já havia sido demonstrado anteriormente (52).

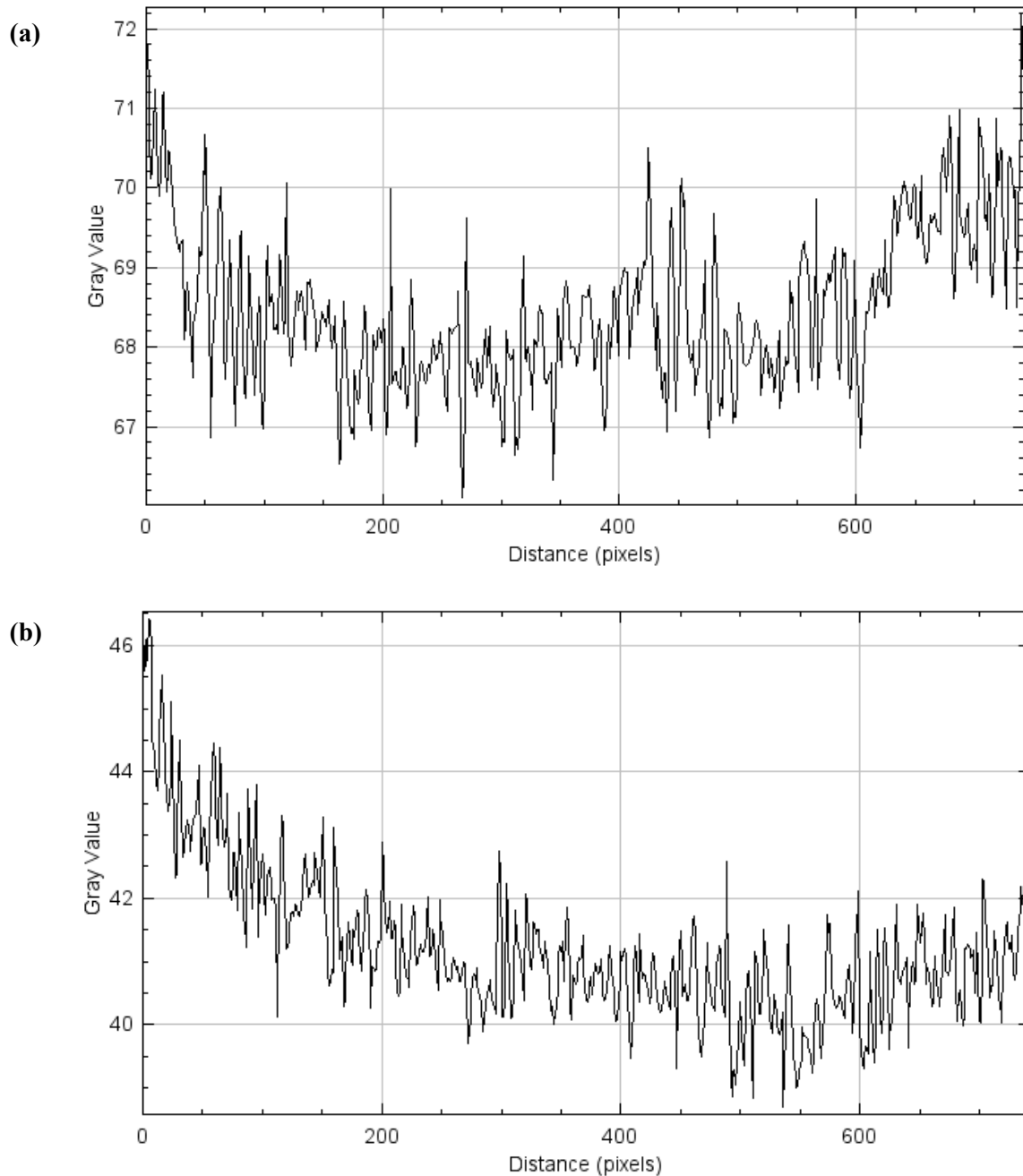


Figura 22- - Estudo do perfil do campo de radiação segundo. (a) antes da irradiação, (b) após irradiação.

## 4.2. Fonte radioativa de Estrôncio-90

O  $^{90}\text{Sr}$  é um radioisótopo do estrôncio produzido por fissão nuclear dos elementos urânio e plutônio. Este sofre um decaimento  $\beta^-$ , produzindo-se assim o Ítrio-90 ( $^{90}\text{Y}$ ) com um espectro contínuo de decaimento com um limiar de 0,546 MeV ( $^{90}_{38}\text{Sr} \xrightarrow{\beta^-} ^{90}_{39}\text{Y} + e^- + \bar{\nu}_e$ ), cujo tempo de semivida é 64,1 horas. Por sua vez, e devido à sua instabilidade, o elemento Ítrio-90 decai para o Zircônio-90 ( $^{90}\text{Zr}$ ) com um limiar de energia de 2,281 MeV ( $^{90}_{39}\text{Y} \xrightarrow{\beta^-} ^{90}_{40}\text{Zr} + e^- + \bar{\nu}_e$ ) (53).

A fonte de  $^{90}\text{Sr}$  presente na figura 23a, também denominada ao longo deste trabalho como fonte amarela, é do modelo PTW T48012 e é uma fonte projetada para o uso da calibração de IC (54). No momento de aquisição da fonte, esta apresentava uma atividade de 33,3 MBq, todavia, e com o passar dos anos, a mesma diminuiu, sendo possível calcular a atividade atual da fonte através da expressão  $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$ , sendo  $A_0$  a atividade inicial,  $t$  o tempo que decorreu desde a aquisição da fonte (18 anos) e  $\lambda$  a constante de decaimento calculada pela expressão  $\lambda = \frac{\ln(2)}{t_{1/2}}$ , sendo  $t_{1/2}$  o tempo de semivida ou tempo de semidesintegração do isótopo, neste caso 28,7 anos. Assim, calculamos que a atividade da fonte utilizada à data das medidas é de 21,4 MBq.

Por sua vez, a fonte de  $^{90}\text{Sr}$  em pastilha visível na figura 23b, foi adquirida no ano de 2010. A atividade inicial desta fonte era 37000 Bq e seguindo o procedimento acima descrito resulta que, atualmente, após 13 anos, a fonte apresenta uma atividade de 27030 Bq.

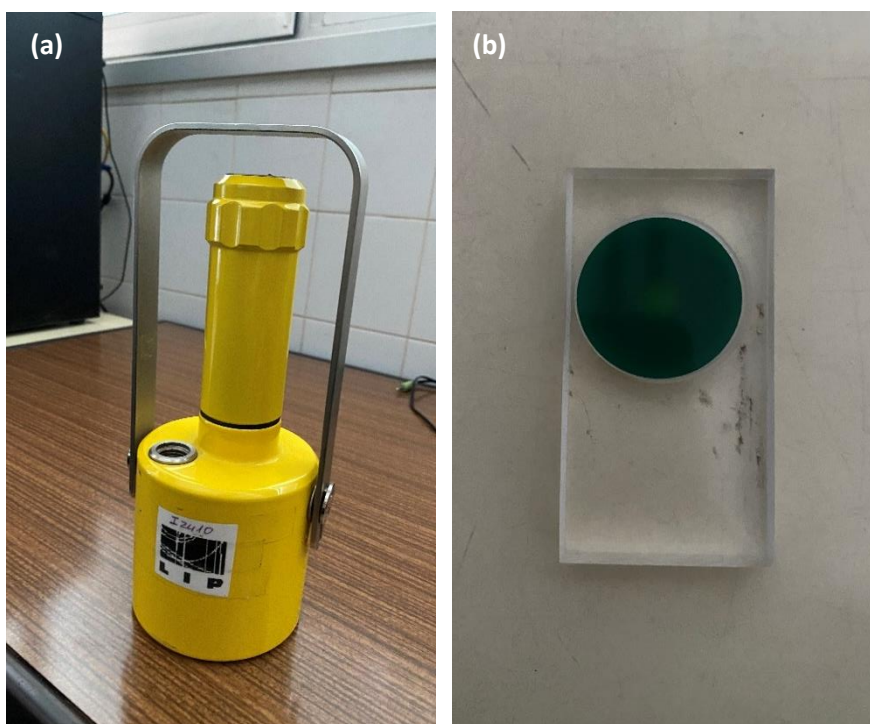


Figura 23- Fontes de  $^{90}\text{Sr}$ : (a) amarela, (b) pastilha.

#### 4.2.1. Caracterização das fontes de $^{90}\text{Sr}$

Para que se pudesse estudar o comportamento do detetor em estudo perante outras fontes de radiação, nomeadamente fontes radioativas, recorreu-se a fontes de  $^{90}\text{Sr}$ . Efetuou-se a caracterização destas quer por métodos experimentais, quer por meio de simulações de Monte Carlo, utilizando o PENELOPE, uma vez que este permite a execução de simulações com geometrias complexas (10).

A aquisição dos espectros foi efetuada com recurso a um detetor de silício que apresenta uma espessura de 0,1 cm e tem uma janela revestida por ouro que se encontra dentro de uma campânula. Foi

ainda utilizado um sistema de vácuo para que a caracterização das fontes fosse isenta da influência de ar, mais concretamente para minimizar as interações dos elétrons com o ar até que estes atingissem o detetor.

Na figura 24, pode observar-se a montagem utilizada para a aquisição dos espectros, sendo visível o sistema de vácuo utilizado, bem como a campânula onde se encontra o detetor e as fontes radioativas. O sistema de vácuo é composto por duas bombas, porém, para a realização da caracterização das fontes, e uma vez que se tratava de elétrons, recorreu-se apenas à bomba primária, permitindo assim que a pressão dentro da campânula atingisse valores de  $10 \times 10^{-3}$  mBar.



Figura 24- Montagem utilizada para a aquisição dos espectros de radiação das fontes radioativas. No interior da campânula encontra-se um detetor de silício que servirá para detetar a radiação emitida pelas fontes radioativas. O sistema de vácuo permite a obtenção de espectros isentos da influência de ar.

Para que fosse possível efetuar uma calibração, recorreu-se a uma fonte de Césio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ) que apresenta um decaimento  $\beta^-$  ( $^{137}_{55}\text{Cs} \rightarrow ^{137}_{56}\text{Ba} + e^- + \bar{\nu}_e$ ). Começou-se por realizar a medição do espectro desta fonte, colocando-a no suporte e fechando a campânula. Em seguida, utilizou-se a bomba de vácuo para atingir a pressão de vácuo mencionada anteriormente e recorreu-se a um multicanal para adquirir o espectro da fonte radioativa.

Na figura 25, pode observar-se que o espectro de elétrons do  $^{137}\text{Cs}$  apresenta dois picos correspondentes aos elétrons de conversão interna das camadas K (624,2 keV), L (655,7 keV) e M (660,5 keV) (55). O normal seria obter-se um espectro com três picos, no entanto, a resolução do detetor não é

suficiente para distinguir as energias das camadas L e M, pois são demasiado próximas. Assim, no gráfico obtido surgem apenas 2 picos.

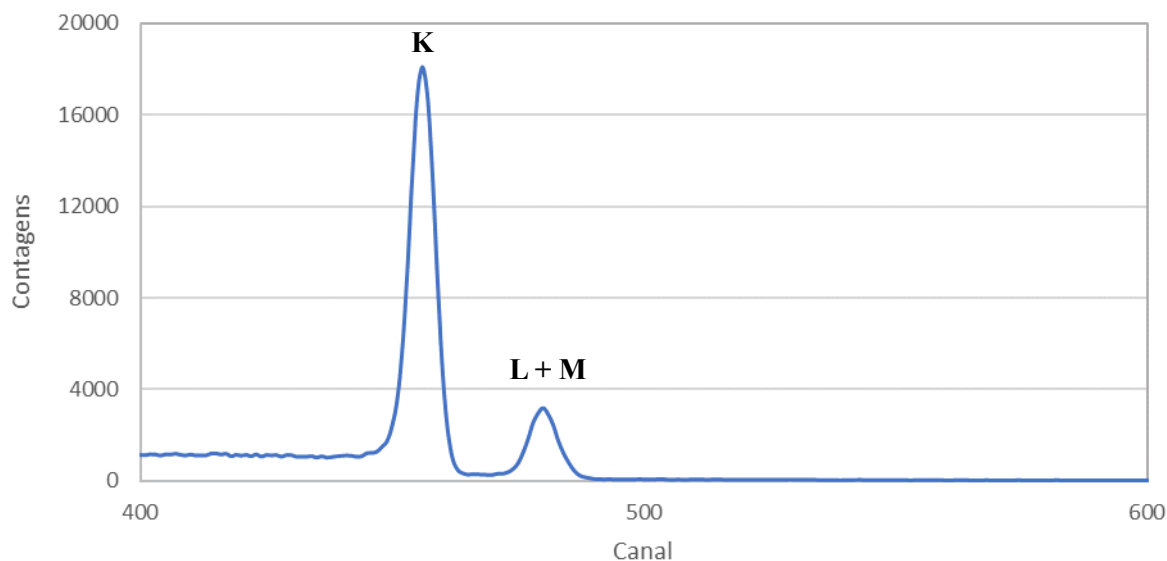


Figura 25- Espectro dos elétrons de conversão interna do elemento químico  $^{137}\text{Cs}$ . O primeiro pico presente no espectro é referente à camada K e, o segundo, à camada L.

O espectro da figura 25 é utilizado para obter a reta de calibração do multicanal para o detetor de silício, possibilitando assim passar o canal para energia. Deste modo, utilizam-se os valores dos picos, nomeadamente 624,2 keV e 655,7 keV, para obter a equação da reta. Porém, apesar de ser possível definir uma reta apenas com dois pontos, definiu-se que para o canal 0 a energia seria 0, pois as energias dos picos são demasiado próximas, bastando uma pequena alteração para que a reta de calibração sofra alterações. A equação correspondente a esta calibração é  $E = \left( (1,37 \pm 0,002) \left( \frac{\text{keV}}{\text{Canal}} \right) \times \text{Canal} + (0,3 \pm 6,8) \times 10^{-1} \text{ keV} \right)$  keV. Denota-se que a conversão de canal em energia é importante, na medida em que a aquisição dos espectros é feita por canal e os espectros obtidos por simulação em energia. Após efetuada a calibração, aplicou-se o mesmo procedimento para as fontes radioativas de  $^{90}\text{Sr}$ .

De modo a verificar se os espectros obtidos são idênticos aos obtidos em condições ideais, recorreu-se ao PENELOPE. Para tal, foi necessário definir as diferentes estruturas das simulações efetuadas. Para ambas as fontes radioativas, houve parâmetros que não sofreram qualquer tipo de alteração, nomeadamente as características do feixe de  $^{90}\text{Sr}$  simulado, a constituição do detetor de silício e o espaço vazio definido para a geometria estar circunscrita - 10 cm de raio e 12 cm de altura. Numa primeira aproximação o feixe de elétrons foi simulado como sendo monodirecional e emitido por uma fonte pontual. A distribuição do feixe foi retirada dos espectros calculados com base em dados experimentais e que são disponibilizados pelo *Laboratoire National Henri Becquerel* (55). Uma vez que a fonte utilizada já tem vários anos o nuclídeo  $^{90}\text{Sr}$  encontra-se em equilíbrio secular com o seu descendente  $^{90}\text{Y}$ . Desta forma ambos os nuclídeos apresentam a mesma atividade pelo que o espectro de energia dos elétrons emitidos pela fonte corresponde à soma algébrica dos espectros de energia destes

dois núclídeos. Por seu turno, no que diz respeito ao detetor de silício (Figura 26), este apresenta um diâmetro de 0,6 cm e uma altura de 0,1 cm e, apresenta, ainda, uma janela de ouro com 0,6 cm de raio e  $2,7 \times 10^{-6}$  cm de profundidade.



*Figura 26- Detetor de silício utilizado na aquisição dos espectros de  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{90}\text{Sr}$ .*

No que se refere às geometrias das fontes de radiação, as informações das mesmas não são precisas, pelo que se tentou aproximar a geometria da fonte na simulação com os dados fornecidos. Para a fonte amarela simulou-se uma fonte com um 1 cm de raio e uma espessura de 0,001 cm, cujo material que a radiação atravessa até chegar ao detetor é o titânio, e situa-se a 11,7 cm da janela de ouro do mesmo. Por sua vez, para a pastilha as dimensões da fonte foram as mesmas, alterando-se apenas o material presente entre a fonte ativa e o detetor, neste caso vácuo, e a distância da mesma ao detetor (2 cm).

Nas figuras 27 e 28, podem observar-se os espectros obtidos experimentalmente (Experimental) e os obtidos com as simulações (Simulação MC). Como se pode verificar, através dos espectros obtidos para a pastilha, o obtido experimentalmente aproxima-se bastante do espectro simulado, sendo que as diferenças podem dever-se à presença de ar aquando da aquisição do espectro. Contudo, nos espectros da fonte amarela observa-se que estes em nada se assemelham, o que se deve, muito possivelmente, à falta de informações claras relativamente à geometria da fonte.

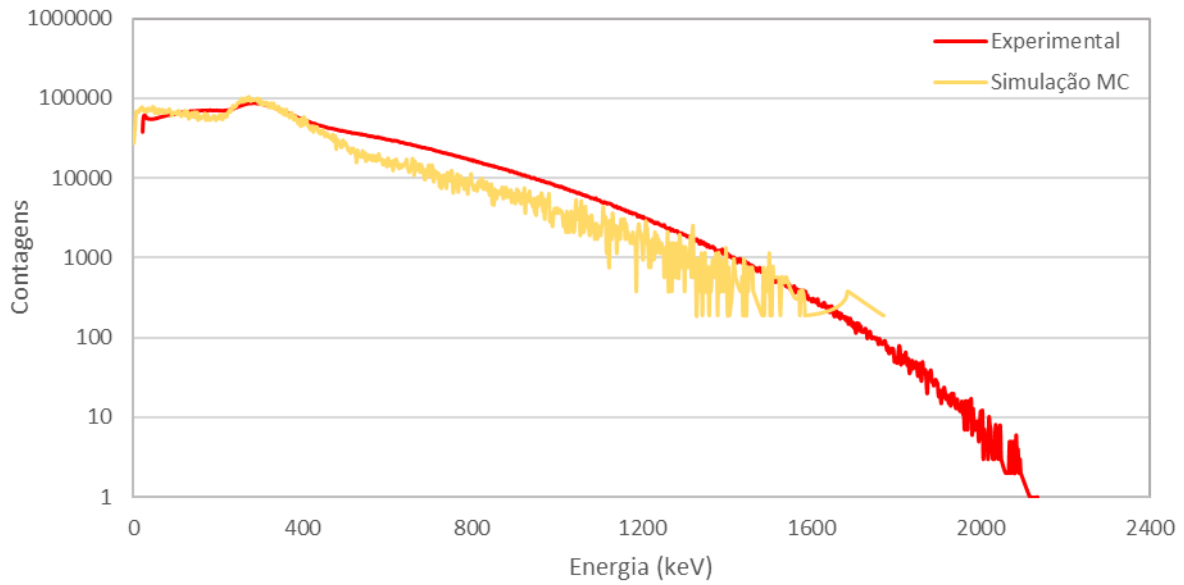


Figura 27- Espectro da pastilha obtido experimentalmente (vermelho) com recurso a um detetor de silício e por simulação (amarelo).

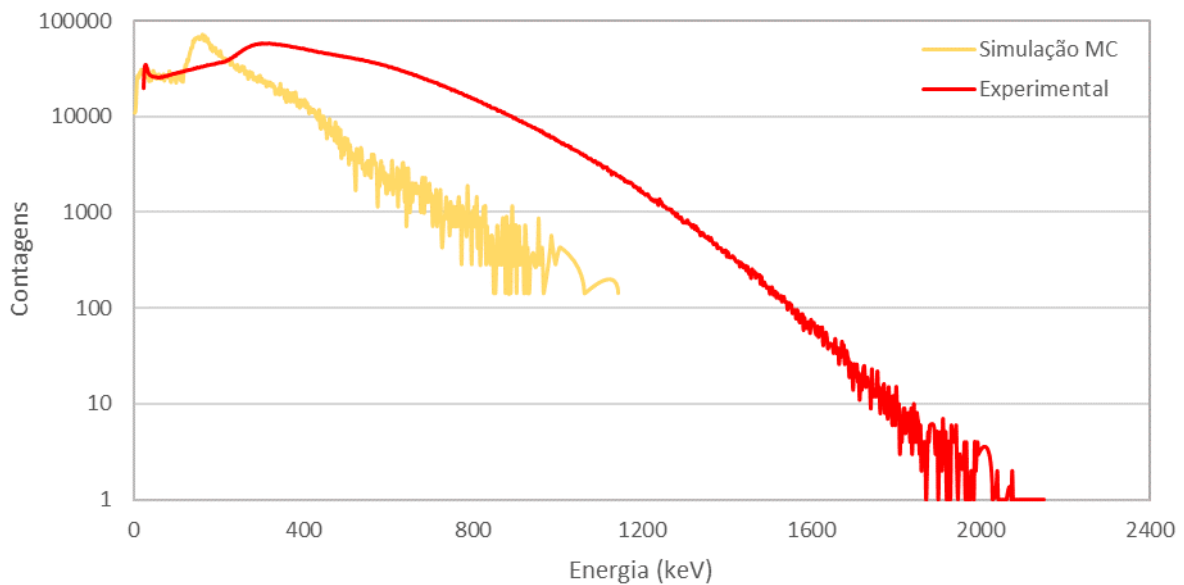


Figura 28- Espectro da fonte amarela obtido experimentalmente (vermelho) com recurso a um detetor de silício e por simulação (amarelo).

De forma a verificar a diferença entre os dois espectros de  $^{90}\text{Sr}$  obtidos experimentalmente, efetuou-se a comparação dos mesmos (Figura 29). Pode dizer-se que as geometrias das fontes em estudo têm elevada influência no espectro obtido, uma vez que a distância da região radioativa da fonte ao detetor ou até mesmo a quantidade e tipo de material que atravessam pode permitir várias interações com o meio, resultando numa menor energia da radiação das partículas a chegar ao detetor. Isto pode verificar-se na figura seguinte, uma vez que para a pastilha, apesar de haver deteção de um menor número de partículas, há a deteção de partículas com maior energia, comparativamente à fonte amarela que pressupõe-se ter a região radioativa a 11,7 cm do detetor de radiação.

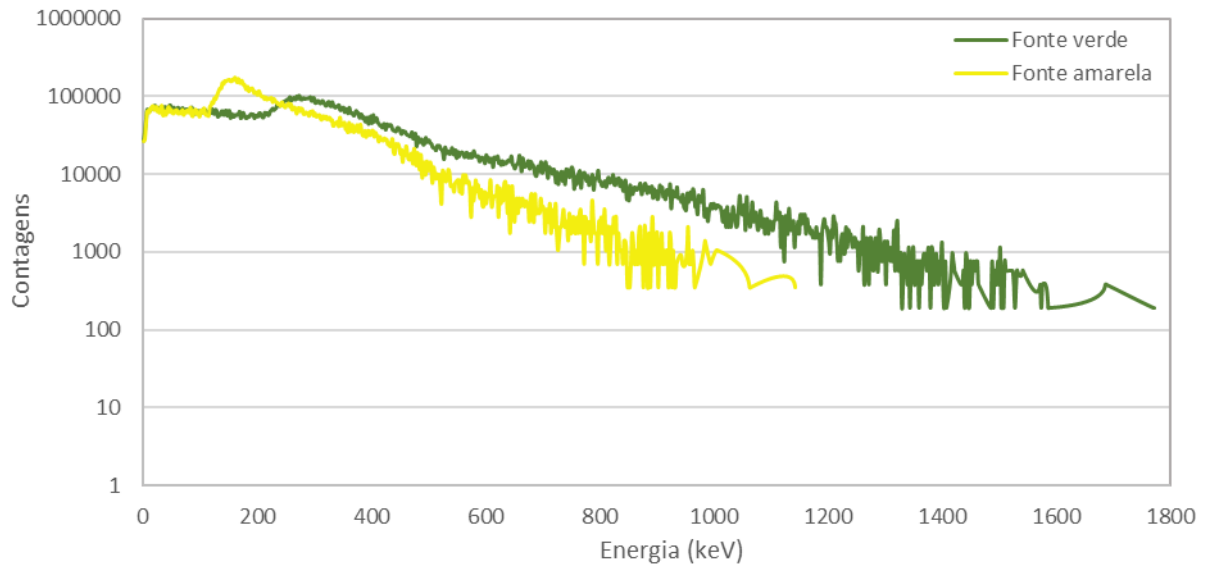


Figura 29- Comparação dos espectros obtidos experimentalmente para a pastilha de  $^{90}\text{Sr}$  (verde escuro) e para a fonte amarela (verde claro).

## Capítulo 5. Protótipo de dosímetro de fibras óticas

As fibras óticas surgem atualmente em diferentes áreas e aplicações da engenharia devido a avanços científicos e tecnológicos nas áreas de desenvolvimento de lasers e fabricação de fibras óticas de alta taxa de transmissão (56). As fibras óticas utilizadas para detetar partículas no protótipo de dosímetro inserem-se na categoria de detetores de cintilação, apresentados no capítulo 3.4.1. do presente trabalho, sendo especificamente caracterizadas como cintiladores orgânicos.

A área sensível do protótipo de dosímetro em estudo é composto por 64 fibras óticas plásticas cintilantes de forma cilíndrica que apresentam na sua constituição três camadas concêntricas (Figura 30). A camada mais interna denomina-se núcleo (*core*), a seguinte denomina-se revestimento (*inner cladding*) e, por último, em redor das duas camadas mencionadas existe um revestimento externo (*outer cladding*) que protege o interior de danos mecânicos e físicos e, ainda, aumenta a eficiência de coleção de luz por parte da fibra ótica (57).

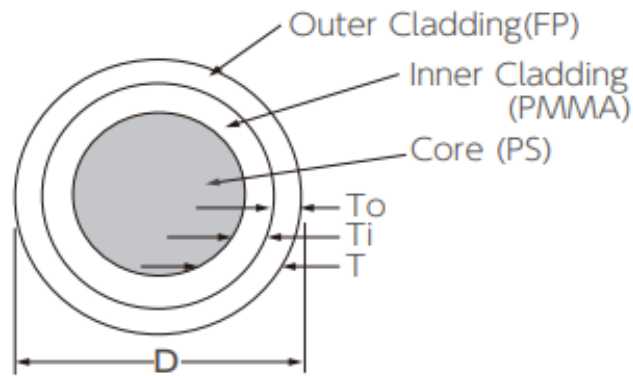


Figura 30- Estrutura básica das fibras óticas plásticas cintilantes utilizadas no detetor (57).

O recurso a fibras óticas cintilantes de plástico é vantajoso pois, além de serem filamentos flexíveis, capazes de se adaptarem a qualquer geometria, apresentam uma maior capacidade de transmissão, menos degradação do sinal, menor latência, imunidade a interferências eletromagnéticas e, acima de tudo, apresentam equivalência com o tecido biológico ou com a água (Figura 31) (58).

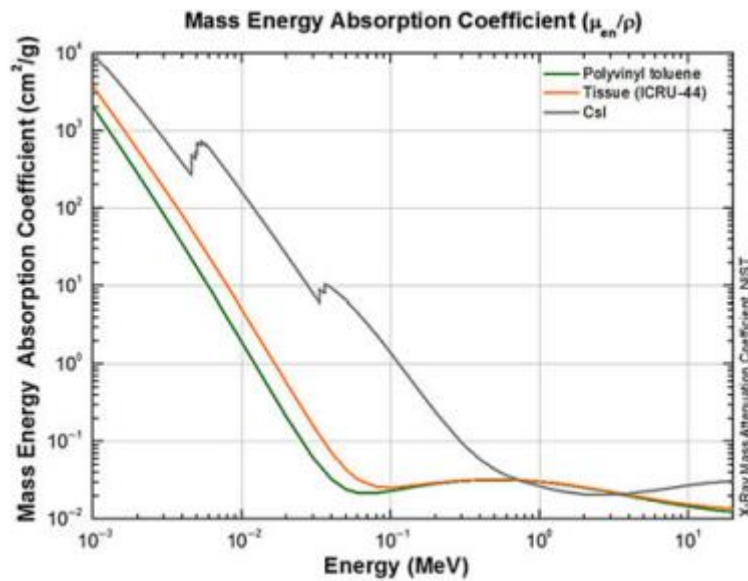


Figura 31- Coeficiente de absorção de energia em massa de cintiladores plásticos (verde), inorgânicos (preto) e do tecido humano (vermelho) (58).

As fibras utilizadas no protótipo possuem um diâmetro de 1 mm, cujo núcleo é de poliestireno (PS), o revestimento de PMMA e o revestimento externo de polímero fluorado (FP). Estas são fibras do modelo *Kuraray* SCSF-78, emitem fótons na região azul, cujo pico corresponde a 450 nm e o revestimento das fibras apresenta um índice de refração menor comparativamente ao núcleo ( $n_{\text{núcleo}} = 1,59$ ;  $n_{\text{revestimento}} = 1,49$ ;  $n_{\text{revestimento externo}} = 1,42$ ). Acrescenta-se, ainda, que grande parte da luz produzida é refratada, todavia, quando o ângulo de incidência é superior ao ângulo crítico ( $72,4^\circ$ ) a luz é totalmente refletida ocorrendo a propagação da mesma ao longo de toda a fibra à velocidade da luz no meio ( $v = \frac{c}{n}$  com  $c = 3,0 \times 10^8$  m/s) (Figura 32) (57).

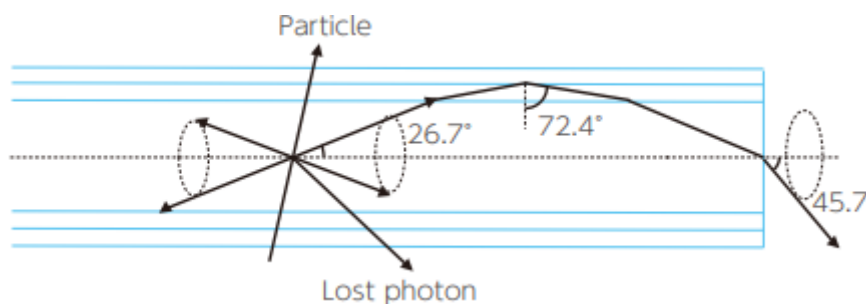


Figura 32- Diagrama de reflexão interna total das fibras utilizadas (56).

## 5.1. Construção do dosímetro de fibras óticas

Com recurso a uma ferramenta desenhada e produzida pelo LIP de Coimbra, foi possível justapor, alinhar e colar as fibras a uma moldura de policloreto de vinil (PVC), sendo este um material plástico,

que apresenta alta resistência mecânica, bom isolamento térmico, elétrico e acústico, impermeável e rígido (Figura 33a).

Posteriormente, as fibras foram inseridas e coladas num conector (Figura 33b), desenhado com o intuito de imitar a distribuição em matriz do MAPMT H8500 da *Hamamatsu* (Figura 34) (59). Um dos cuidados que se tem em consideração na distribuição das fibras no conector é o afastamento de fibras que são vizinhas na moldura, de modo a desacoplar os efeitos de *cross-talk* que ocorrem ao nível da moldura e dos 64 canais do MAPMT.

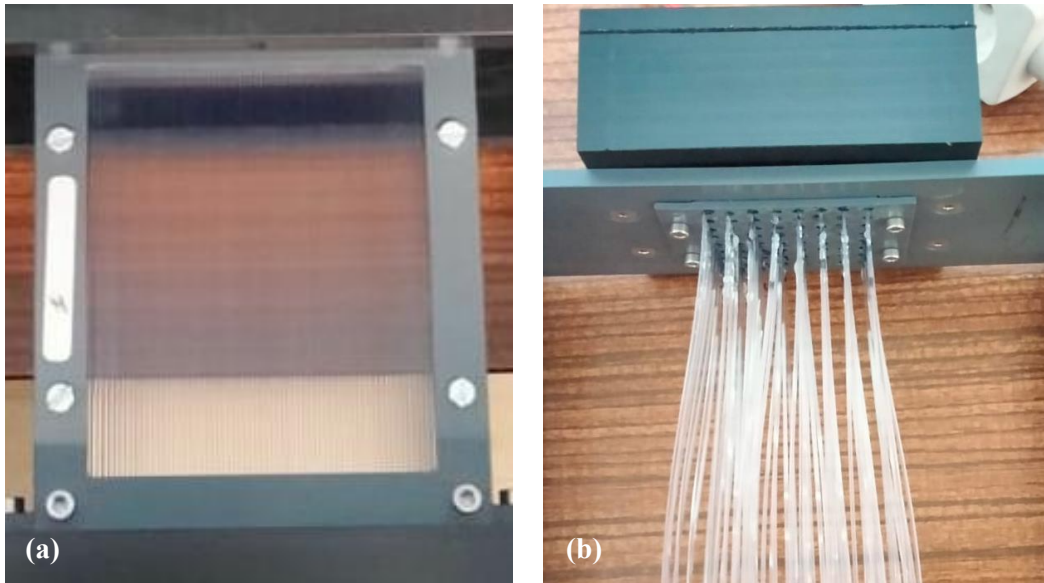


Figura 33- (a) fibras justapostas e coladas na moldura de PVC, (b) fibras coladas ao conector.



Figura 34- Fotomultiplicador multi-ânodo H8500 (59).

Até agora foram produzidos três módulos de fibras existindo pequenas diferenças entre eles. No primeiro módulo utilizou-se a cola cianoacrilato, comercialmente conhecida como SUPERCOLA-3, quer na moldura do módulo de fibras quer no conector, porém, como é possível verificar na figura 35a,

a cola provocou corrosão nas fibras, fazendo com que as mesmas ficassem baças, podendo comprometer o sinal medido. Assim, para os restantes módulos recorreu-se à cola *epoxy* para a colagem das fibras quer na moldura quer no conector (Figura 35b). No terceiro módulo procedeu-se a uma nova medição das fibras óticas utilizando um banco de testes do LOMaC/LIP, o fibrómetro, que tornou possível a seleção de fibras óticas baseadas na luz emitida. De acrescentar que as fibras óticas têm o topo oposto ao fotodetector aluminizado, o que permite a coleção de luz, com uma eficiência de aproximadamente 75%, que de outra forma se perderia (60).

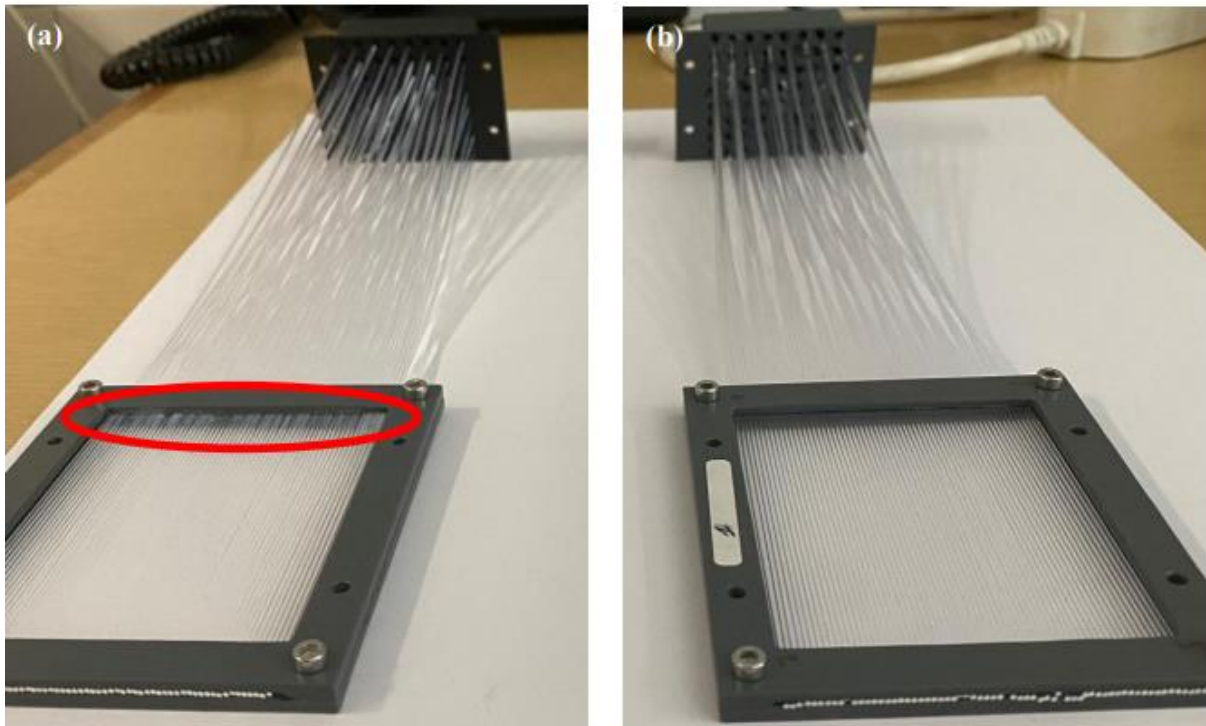


Figura 35- Diferenças provocadas nas fibras pela utilização de diferentes tipos de cola. (a) fibras coladas com cianoacrilato (zonas baças assinaladas a vermelho), (b) fibras coladas com epoxy.

## 5.2. Alinhamento do dosímetro de fibras óticas

Para as medições efetuadas com o detetor o parâmetro de maior relevância a ter em consideração antes de efetuar qualquer medição foi o alinhamento de todos os componentes envolvidos, principalmente o alinhamento do detetor com as fontes de radiação utilizadas.

Os componentes do detetor descritos na secção anterior encontram-se acoplados a um suporte que lhes confere estabilidade (Figura 36). Todavia, e uma vez que as fibras óticas são fotossensíveis, necessitam de estar num ambiente escuro. Assim, os componentes do detetor encontram-se dentro de uma caixa de polióxido de metileno (POM) de cor preta.

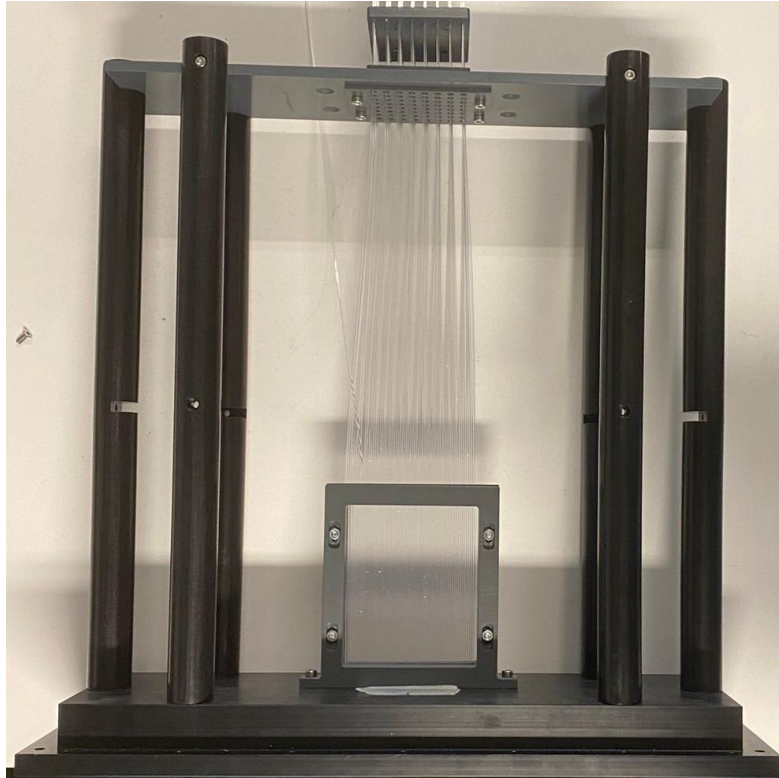


Figura 36- Componentes do detetor (módulo de fibras, conector e MAPMT) acoplados ao suporte que se encontra no interior do detetor.

Sendo a caixa feita de um material termoplástico semicristalino de alta resistência, a radiação não consegue atingir a zona de interesse, nomeadamente as fibras. Logo, como é possível visualizar no esquema presente na figura 37a, há uma janela que permite que a radiação consiga alcançar as fibras. Todavia, e uma vez que se pretendia minimizar a luz dentro do detetor, recorreu-se a uma folha de alumínio de 0,1 mm, possibilitando assim a passagem da radiação e, simultaneamente, evitar a passagem de luz para o interior do detetor. Por forma a alinhar o detetor com a fonte, colocou-se uma mira na parte posterior do mesmo (Figura 37b) facilitando assim este procedimento.

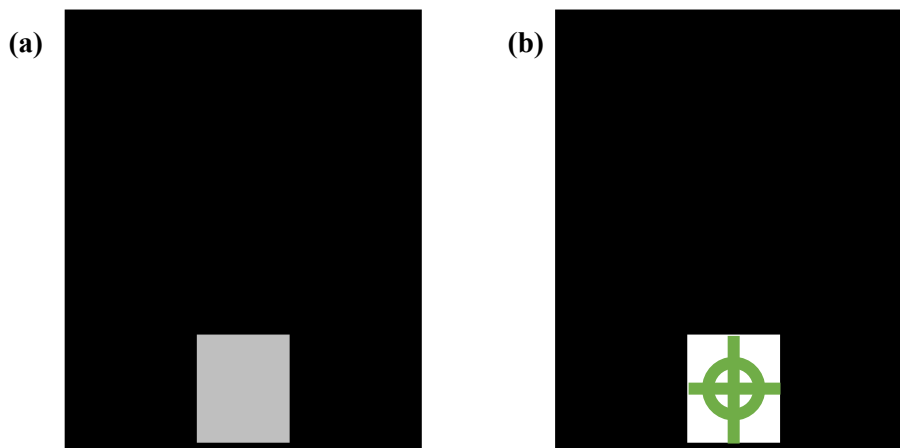


Figura 37- Esquema representativo da parte externa do detetor: (a) parte anterior do detetor com janela de folha de alumínio de 1 mm. (b) parte posterior do detetor com mira facilitadora do alinhamento.

Independentemente da fonte de radiação em questão, a montagem utilizada apresentava as mesmas características, isto é, alinhou-se o laser com as fontes de radiação e, em seguida, colocou-se o detetor, ajustando o mesmo até que o laser se encontrasse no centro da mira (Figura 38).

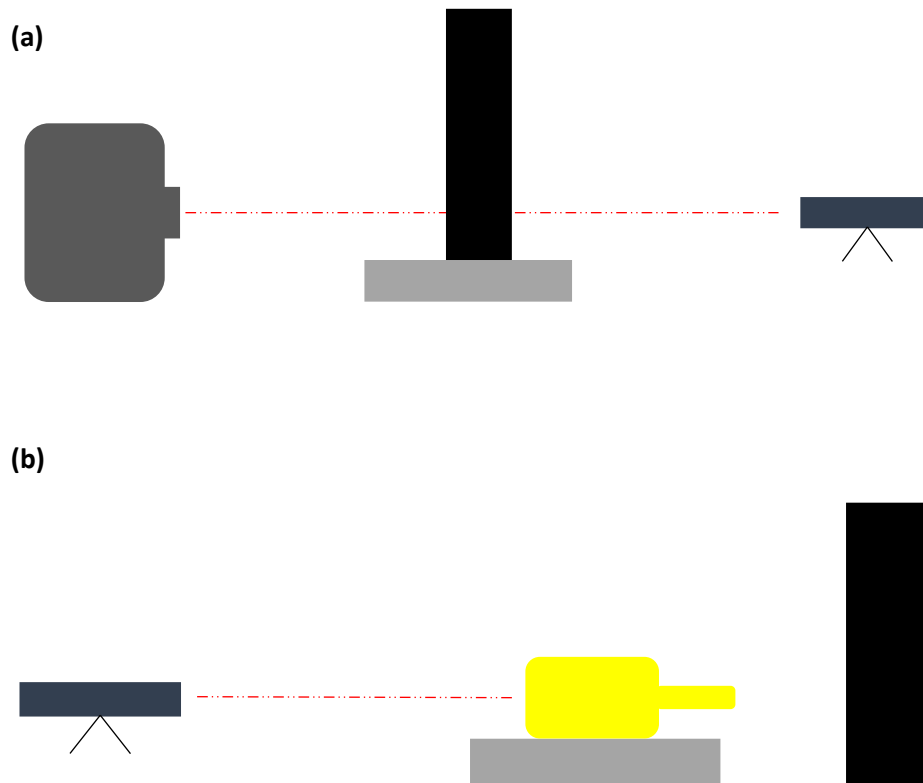


Figura 38- Esquema representativo do alinhamento do protótipo de detetor em estudo com as fontes de radiação com o auxílio de um laser. (a) alinhamento da fonte de raio-X, (b) alinhamento da fonte amarela.

Por sua vez, o detetor, mais concretamente o MAPMT, encontrava-se ligado a uma fonte de alta tensão, sendo que a tensão utilizada foi 700 V, conseguindo-se assim uma amplificação do sinal numa ordem de grandeza de  $10^5$  (Figura 39). O uso da tensão de 700 V deveu-se à saturação do eletrómetro utilizado, sendo que com recurso a este valor de tensão não foi possível ainda ultrapassar esta limitação, de modo que foi necessário recorrer a absorvedores de radiação. Note-se que, no cimo de detetor encontrava-se uma interface com 64 cabos (Figura 40), correspondentes aos canais do MAPMT e, conseqüentemente, a cada uma das fibras óticas (Figura 41).

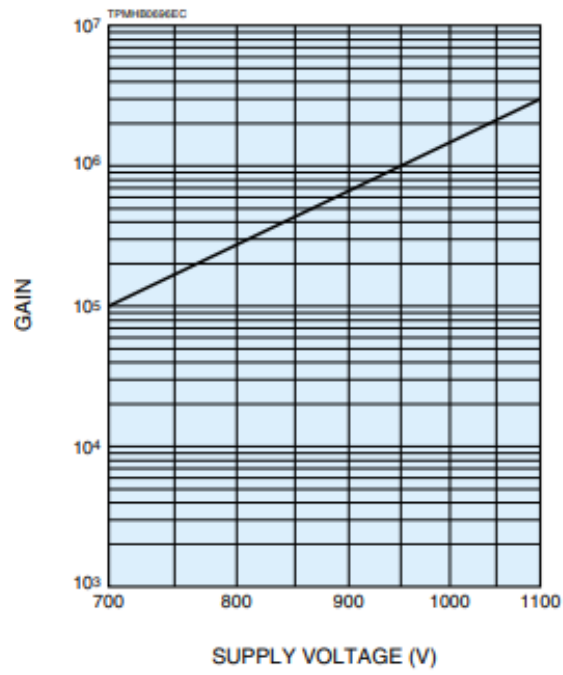


Figura 39- Resposta do MAPMT consoante a tensão na fonte (59).

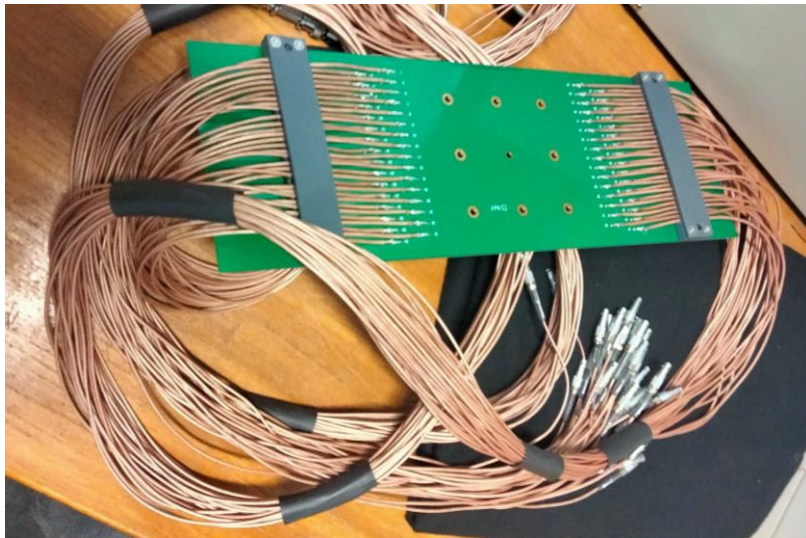


Figura 40- Interface com 64 cabos correspondente aos 64 canais do MAPMT.

SIG 1	SIG 2	SIG 3	SIG 4
P1--F1	P3--F17	P5--F33	P7--F49
P2--F9	P4--F25	P6--F41	P8--F57
P9--F5	P11--F21	P13--F37	P15--F53
P10--F13	P12--F29	P14--F45	P16--F61
P17--F2	P19--F18	P21--F34	P23--F50
P18--F10	P20--F26	P22--F42	P24--F58
P25--F6	P27--F22	P29--F38	P31--F54
P26--F14	P28--F30	P30--F46	P32--F62
P33--F3	P35--F19	P37--F35	P39--F51
P34--F11	P36--F27	P38--F43	P40--F59
P41--F7	P43--F23	P45--F39	P47--F55
P42--F15	P44--F31	P46--F47	P48--F63
P49--F4	P51--F20	P53--F36	P55--F52
P50--F12	P52--F28	P54--F44	P56--F60
P57--F8	P59--F24	P61--F40	P63--F56
P58--F16	P60--F32	P62--F48	P64--F64
GND	GND	GND	DY12
GND	GND	GND	GND

Figura 41- Relação entre o canal do MAPMT e a fibra correspondente, sendo P o canal e F a fibra.

Para medir o sinal proveniente do MAPMT, utilizou-se um eletrômetro MAX-4000 da *Standard Imaging* (Figura 42). Dependendo da *range* utilizada, este consegue adquirir sinais desde 0,01 pC, no caso de ser utilizar *low range*, e 0,01 nC no caso da *high range*, até 999,999 nC. Ainda, e no caso do uso da fonte de raio-X, como mencionado anteriormente na secção 4.1.1., recorreu-se ao eletrômetro PTW UNIDOS E para monitorizar as flutuações da fonte.



Figura 42- Eletrômetro MAX-400 Standard Imaging utilizado para medir o sinal proveniente do MAPMT.

### 5.3. Medições com o protótipo de dosímetro de fibras óticas

Por forma a estudar a resposta do microdosímetro de fibras óticas efetuaram-se várias medições experimentais, nomeadamente medições em campo aberto e com um colimador, sendo este constituído de chumbo e latão. Para qualquer uma das medições, independentemente da fonte de radiação em causa, o mais importante foi o alinhamento da montagem enunciado na secção anterior.

Ao iniciar as medições com a fonte de raio-X, percebeu-se que o limite de deteção do eletrómetro era demasiado baixo. Assim, para a realização dos testes recorreu-se à introdução de absorvedores entre a fonte de raios-X e o detetor de fibras. O objetivo da introdução do absorvedor era reduzir o sinal medido pelas fibras para um valor legível pelo eletrómetro, utilizando-se para isto dois tipos de absorvedores com diferentes espessuras, 0,25 mm de cobre (Cu) e 6,50 mm de Al.

#### 5.3.1. Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio

Nas medições em campo aberto, e depois de um estudo aprofundado da fonte de radiação, sabe-se que existem diversos fatores que interferem no sinal obtido em cada uma das fibras, pelo que se pode representar a mesma segundo a equação seguinte:

$$Sinal_{medido}(C) = F_{flutuações\ da\ fonte} \times F_{fibras} \times F_{campo} \times Sinal_{detetado}(C)$$

Isto é, o sinal na fibra depende sempre das flutuações da fonte,  $F_{flutuações\ da\ fonte}$ , de fatores intrínsecos às fibras,  $F_{fibras}$ , como por exemplo *output* luminoso da fibra, que dependerá em particular de diferenças devido ao processo de aluminização do topo das fibras óticas (60), fatores de montagem (polimento e colagem), do perfil do campo de radiação,  $F_{campo}$ , que, no caso da fonte de raios-X, já se mostrou não ser uniforme na secção 4.1.3 e, ainda, do sinal detetado pelo MAPMT resultado da interação da radiação com as fibras óticas plásticas.

A montagem utilizada para as medições com os absorvedores encontra-se esquematicamente representada na figura 43. Entre a fonte e o dosímetro de fibras são colocados os absorvedores mencionados, sendo que, a par das medições do sinal nas fibras é realizada a medição de dose à saída da fonte com recurso à IC TM30013 mencionada na secção 3.2.

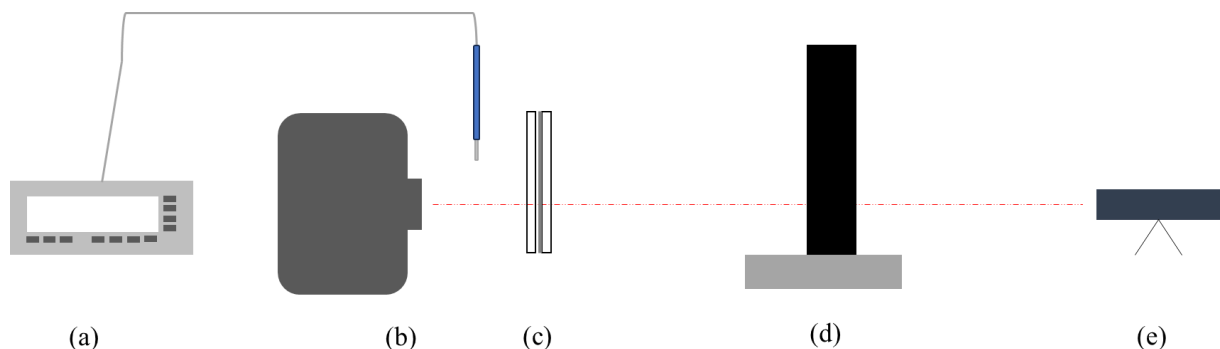


Figura 43- Esquema representativo da montagem utilizada para a realização das medições em campo aberto. (a) eletrómetro MAX-4000 e IC TM30013, (b) fonte de raio-X, (c) suporte dos absorvedores, (d) detetor de radiação, (e) laser.

Destas medições resultaram então os gráficos das figuras 44, 45 e 46, onde se pode observar os valores obtidos das medições com os absorvedores de Cu e Al com e sem aplicação do fator de correção da IC. Este fator, respeitante às flutuações da fonte de raios-X, é calculado como o desvio em relação à média das 64 medições efetuadas, ficando com uma quantidade adimensional após o quociente da medição de dose de cada uma das fibras óticas pelo desvio em relação à média. A aplicação deste fator de correção resulta na divisão do sinal medido em cada fibra pelo fator de correção da IC respetivo.

Denote-se que, durante o processo de teste do primeiro módulo de fibras óticas, verificou-se que duas fibras (8 e 16) se encontravam partidas, sendo este o motivo da produção de um sinal baixo. Para a análise dos dados deste módulo de fibras, foram eliminadas as fibras partidas visto que apresentaram grandes variações e demonstraram ser fontes de erros significativos nos valores obtidos.

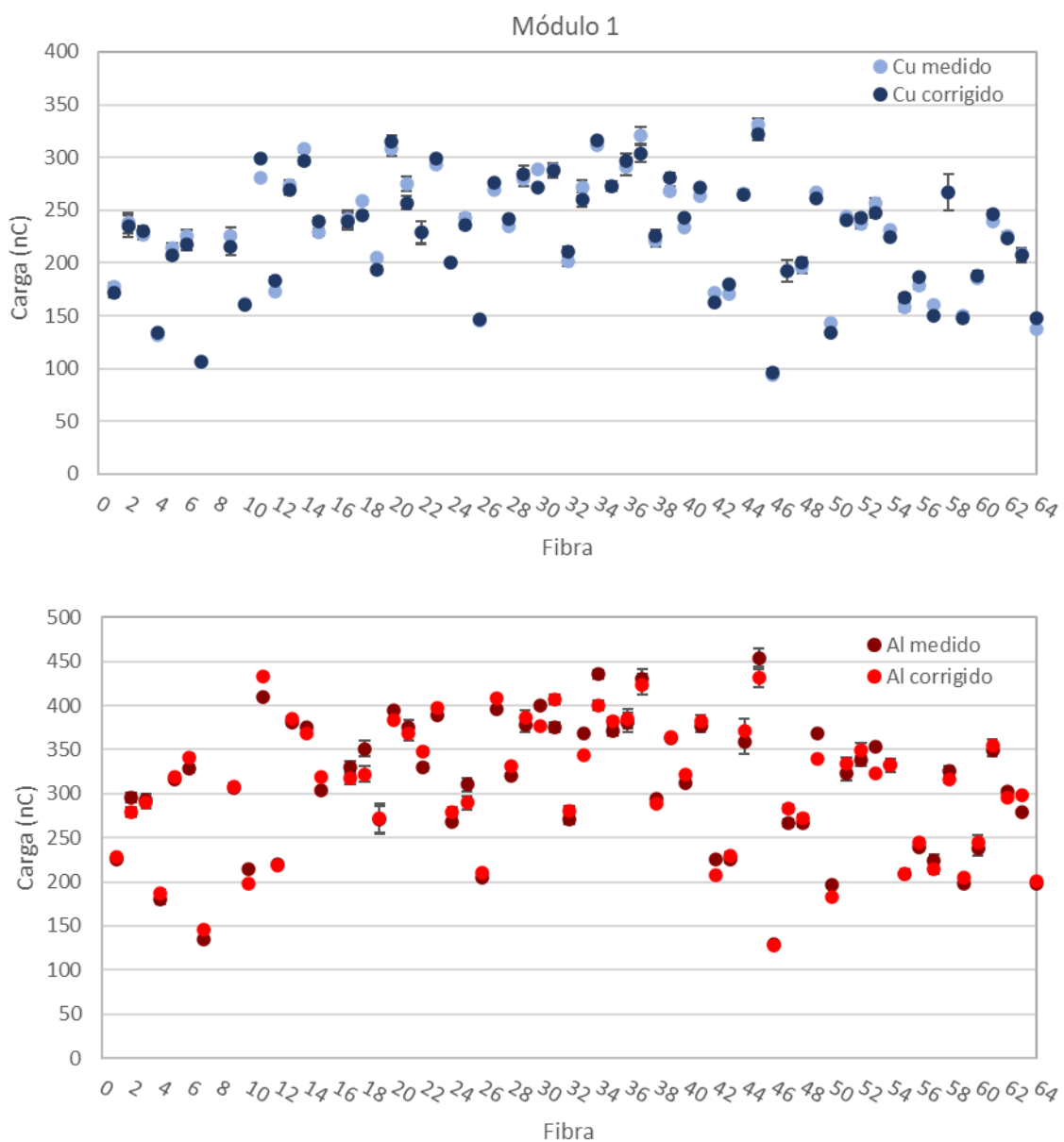


Figura 44- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o primeiro módulo de fibras.

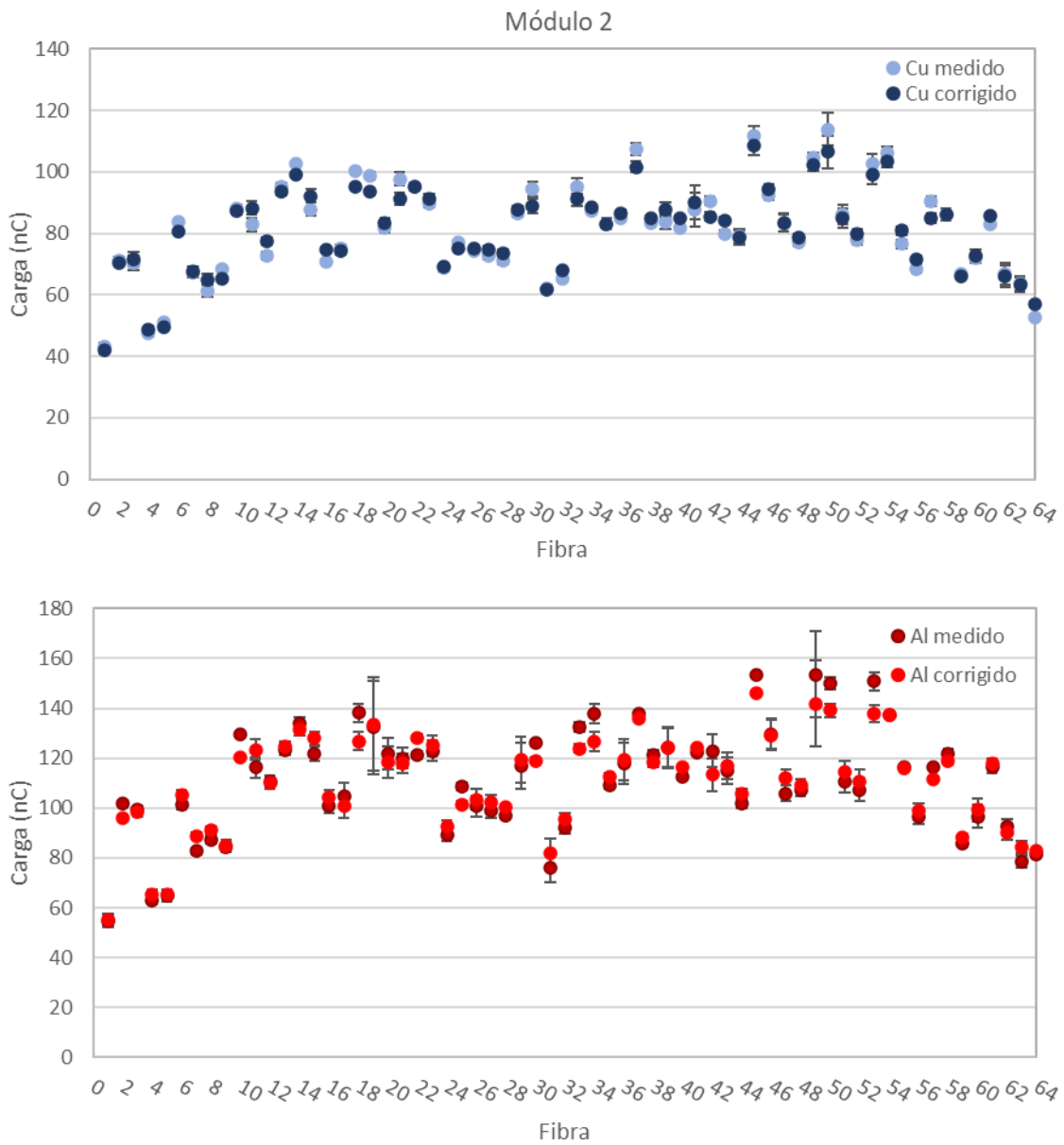


Figura 45- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o segundo módulo de fibras.

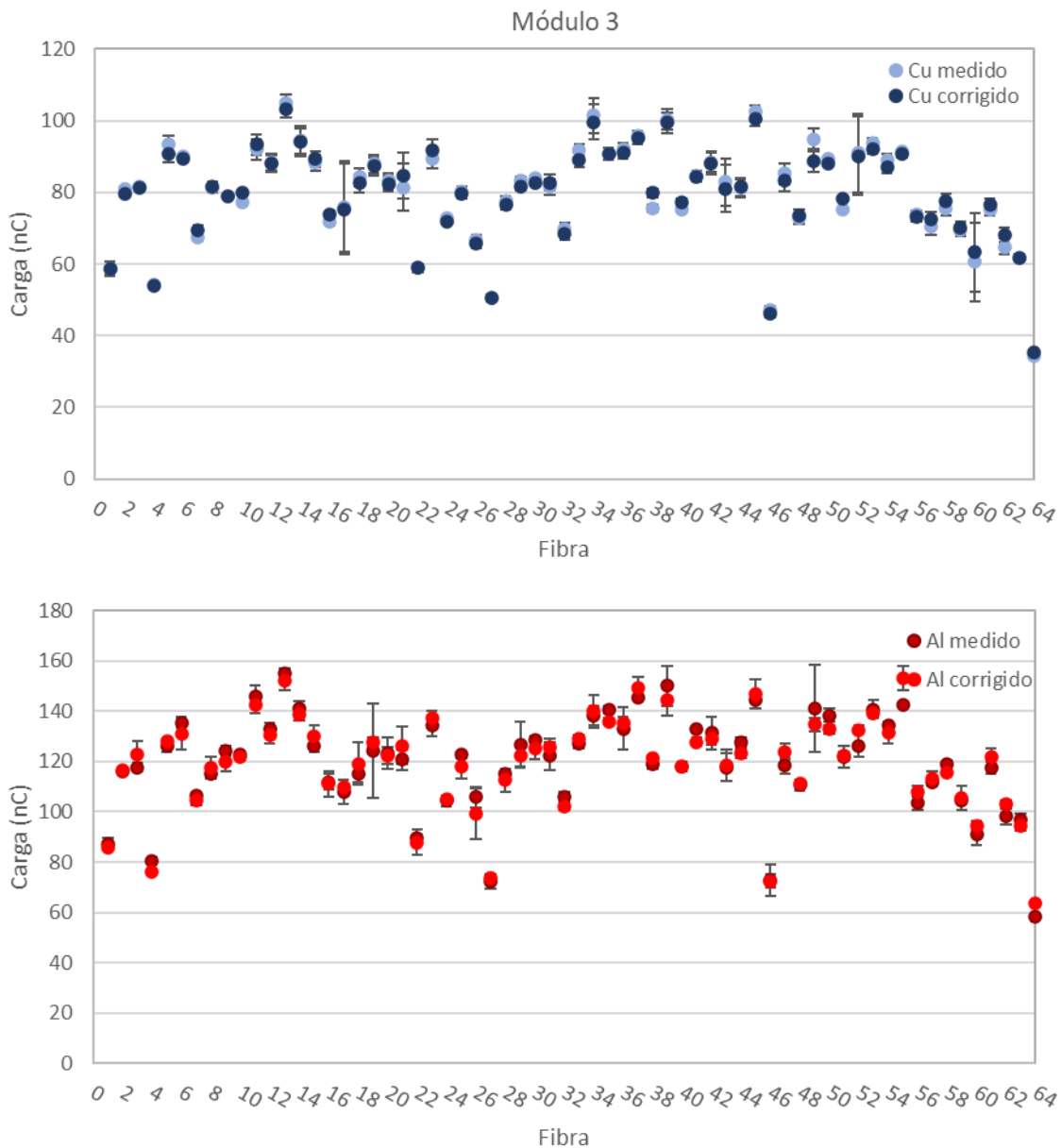


Figura 46- Medições em campo aberto com absorvedores de cobre e alumínio com e sem aplicação do fator de correção da IC para o terceiro módulo de fibras.

### 5.3.2. Parametrização do perfil do campo de raio-X ( $F_{campo}$ )

No momento da análise do filme radiocrómico para o estudo do perfil do campo de radiação, obtiveram-se dois ficheiros *Excel* com dados referentes à posição entre *pixels*, sendo a largura total da região escolhida 742 *pixels*, e ao valor de cinzento em cada posição, dados relevantes no cálculo do  $F_{campo}$ . Começou por retirar-se o fundo ( $F_{fundo}$ ) ao filme irradiado ( $F_{irradiado}$ ), isto é:

$$F_{irradiado\ s/fundo} = F_{irradiado} - F_{fundo}$$

O fator  $F_{campo}$  é obtido através do rácio, dividindo cada valor obtido pela média dos valores medidos, obtendo-se um fator adimensional. Este passo pode traduzir-se através da seguinte equação:

$$Incremento_{filme} = \frac{F_{irradiado\ s/fundo}}{\frac{\sum F_{irradiado\ s/fundo}}{742}}$$

Com o valor da posição entre pixels e os valores obtidos através da equação anterior obteve-se o gráfico presente na figura 47, cuja linha de tendência é definida pela equação  $y = (1,62 \times 10^{-4} \pm 5 \times 10^{-6}) x + (9,40 \times 10^{-1} \pm 2 \times 10^{-3})$ , onde x é a posição do pixel e y os valores obtidos para o  $Incremento_{filme}$ .

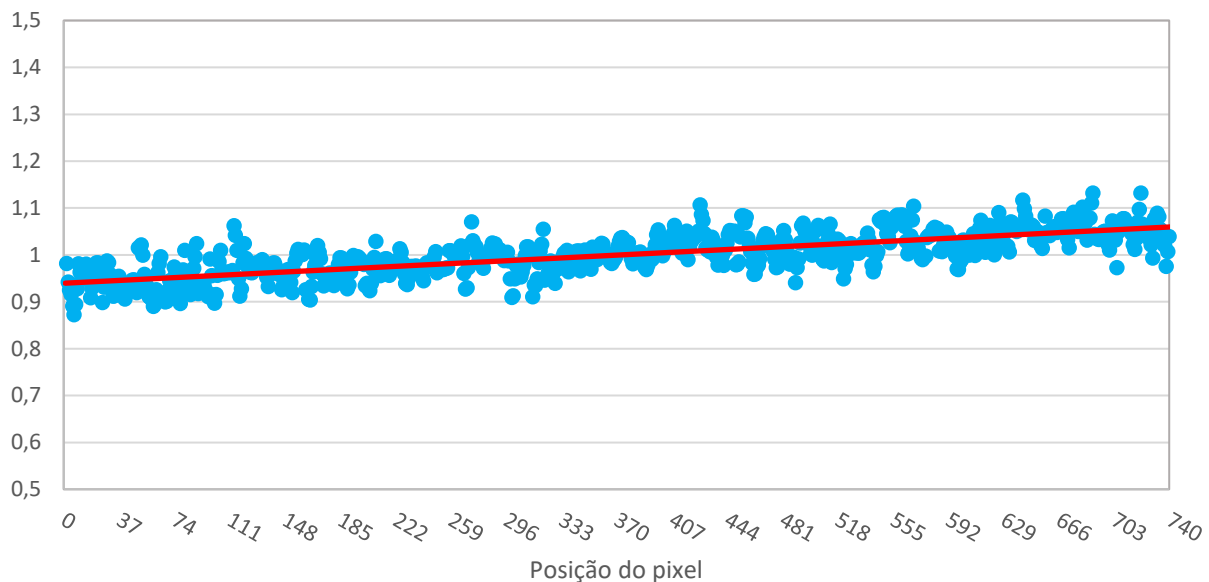


Figura 47-  $Incremento_{filme}$  em função da posição do pixel. A linha a vermelho é a linha de tendência correspondente aos pontos azuis resultantes da equação  $Incremento_{filme}$

Uma vez que o *ImageJ* apenas nos dá informações acerca da distância entre os pixels, efetuou-se a divisão do número total de pixels que abrangem a zona de interesse (742) pelo número de fibras do módulo. Descobriu-se assim que 1 mm – diâmetro de uma fibra – corresponde a 11,59 *pixels*, pelo que se se multiplicar este valor pelo número da fibra obtém-se a posição em que a mesma se encontra. Por fim, utilizou-se a equação da reta presente na figura 47 para obter o  $F_{campo}$  a aplicar a cada uma das fibras, sendo que se substitui o valor de x na equação pela posição da fibra em pixels (Figura 48).

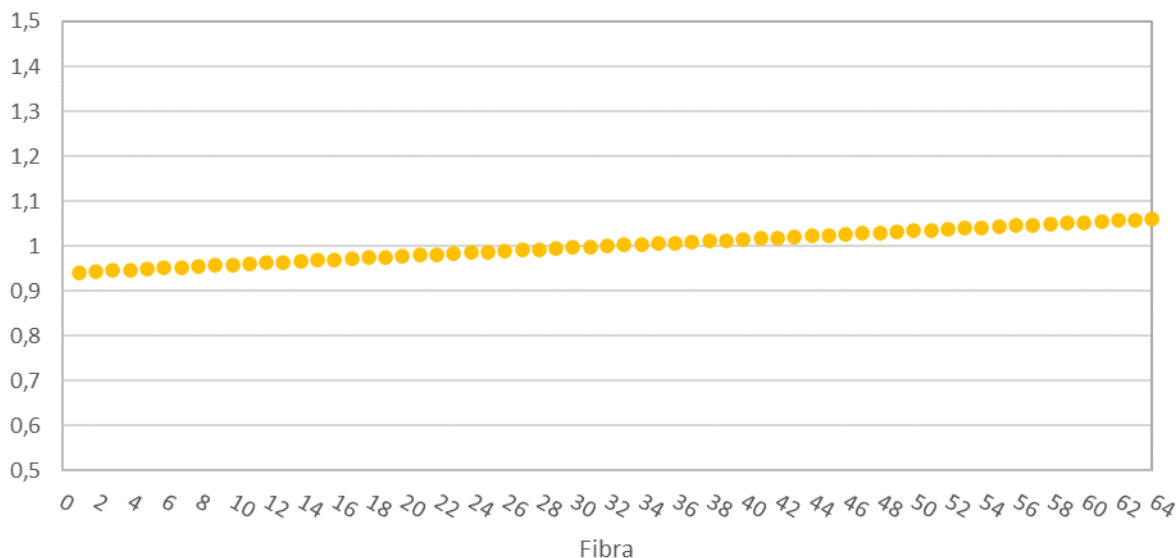


Figura 48-  $F_{campo}$  a aplicar a cada uma das fibras, sendo este obtido através da linha de tendência apresentada na figura anterior.

### 5.3.3. Equalização de canais utilizando duas medições em campo aberto

Numa primeira tentativa de equalização dos canais, que em termos estatísticos demonstrou não ser a mais adequada, efetuou-se a divisão das medições com o absorvedor de Cu pelas medições efetuadas com o absorvedor de Al. Todavia, ao efetuar-se esta divisão perde-se também o perfil do campo de radiação. O perfil característico do campo é recuperado multiplicando os resultados do quociente por  $F_{campo}$  que se obtém como descrito na secção anterior.

Na figura 49, encontram-se os gráficos referentes à relação entre as medições com os absorvedores para cada um dos três módulos de fibras já mencionados com e sem aplicação do  $F_{campo}$ . O resultado ideal para a relação destas medições, bem como a sua linha de tendência, era a obtenção de uma linha totalmente horizontal onde o declive fosse 0, pois eliminamos qualquer influência externa ao módulo de fibras. Porém, todos os gráficos apresentam um determinado declive que pode dever-se a alguma diferença na montagem com o detetor aquando das medições no mesmo módulo ou, ainda, devido à influência dos absorvedores no perfil de radiação que chega às fibras.

Relativamente às medições em campo aberto, acrescenta-se, ainda, que durante a execução das medições registaram-se flutuações da fonte de raio-X entre os 13% e os 18%, sendo que foi aplicado o devido fator de correção a cada um dos módulos.

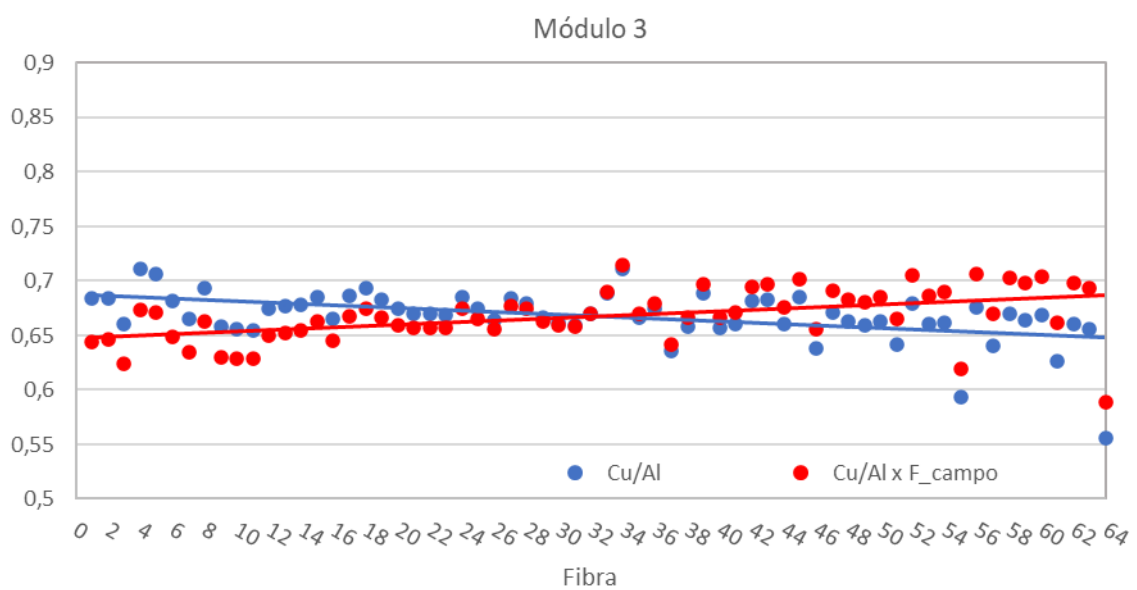
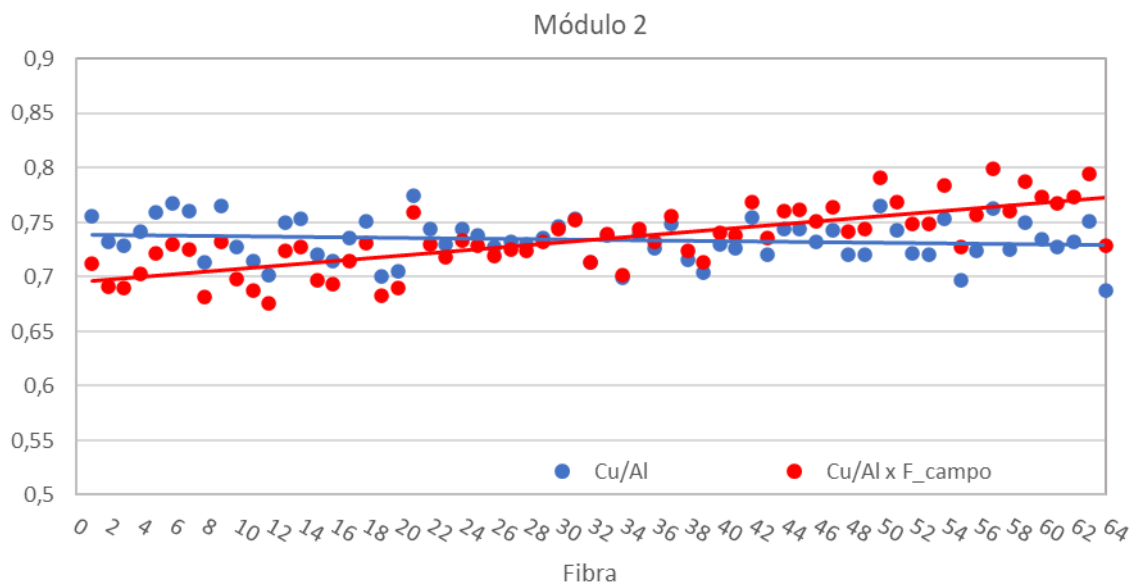
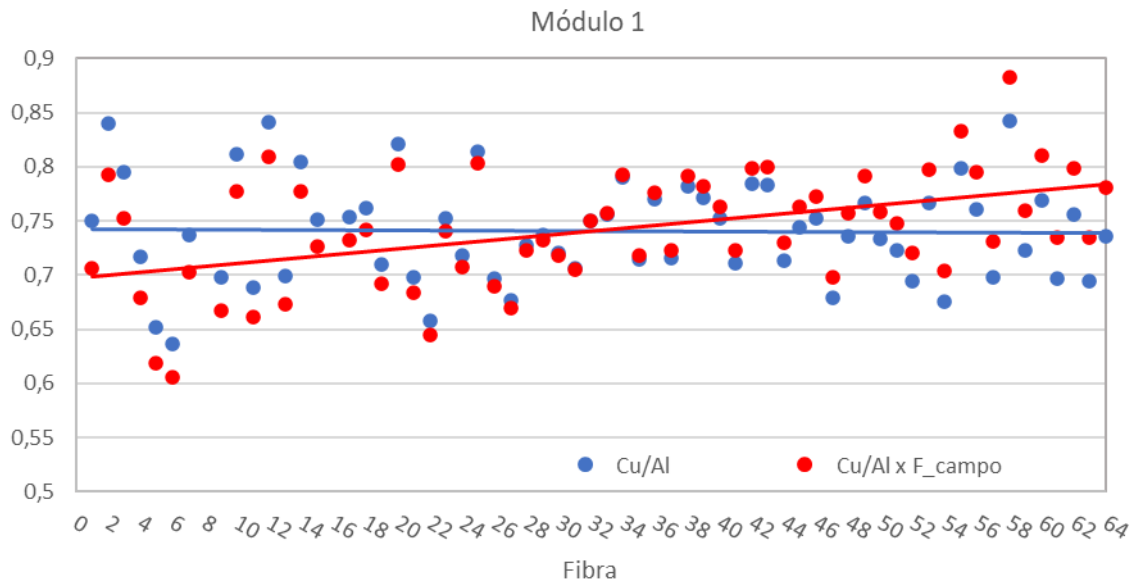


Figura 49- Medições com absorvedores tratadas de modo a eliminar os fatores externos (azul) e com o incremento do perfil do campo de radiação (vermelho) para cada um dos módulos de fibras.

Na tabela 1, pode observar-se a comparação entre as medições de Cu e Al, sendo que se pode inferir a reprodutibilidade das medições através do seu desvio padrão relativo. Assim sendo, pode afirmar-se que para o primeiro e terceiro módulo de fibras há uma reprodutibilidade de cerca de 4% e no segundo módulo de 3%. Pode ainda afirmar-se que o  $F_{campo}$  não tem grande influência no que se refere à análise estatística uma vez que o desvio padrão relativo não difere significativamente do obtido sem o a aplicação do mesmo.

Tabela 1- Dados estatísticos das medições em campo aberto, mais concretamente a divisão das medições de cobre e alumínio, com e sem incremento do filme radiocrómico.

	1º módulo de fibras		2º módulo de fibras		3º módulo de fibras	
	$\frac{Cu}{Al}$	$\frac{Cu}{Al} \times F_{campo}$	$\frac{Cu}{Al}$	$\frac{Cu}{Al} \times F_{campo}$	$\frac{Cu}{Al}$	$\frac{Cu}{Al} \times F_{campo}$
<b>Média (nC)</b>	0,74	0,74	0,73	0,73	0,67	0,67
<b>Desvio padrão (nC)</b>	0,03	0,04	0,02	0,03	0,02	0,02
<b>Desvio padrão relativo</b> $(\frac{Desvio\ padrão}{Média})$	0,04	0,05	0,03	0,04	0,04	0,04

Os fatores acima obtidos são práticos, mas incluem uma contribuição que nunca é devidamente corrigida e que resulta da quantidade  $F_{campo}$ . De forma a obter um fator de correção que não inclua esta componente uma alternativa foi encontrada, sendo que esta se segue na secção seguinte.

#### 5.3.4. Medições com colimador

Numa outra fase, utilizou-se um segundo método para realizar a equalização dos canais, recorrendo-se a um colimador (Figura 50) e alinhando o mesmo com cada uma das fibras. Para execução do alinhamento, utilizou-se uma mesa que permite a translação do detetor de forma fácil, com uma precisão de 15 micrómetros. Este colimador apresenta uma fenda com um diâmetro de 1,4 mm, o que significa que ao se proceder à medição de uma fibra deve sempre garantir-se que esta está bem centrada, havendo para isto necessidade de também medir o sinal nas fibras que são primeiras vizinhas, de modo a permitir o ajuste do posicionamento do protótipo.



Figura 50- Constituição do colimador utilizado nas medições com o detetor de fibras óticas cintilantes.

Denote-se que, as medições efetuadas com o colimador permitem garantir que a fibra irradiada está sempre na mesma zona do campo de radiação, pelo que apenas existem as flutuações intrínsecas ao detetor e à fonte de raios-X, sendo estas últimas controladas, a par das medições de cada uma das fibras, com as medições de uma IC, como já mencionado na secção 4.1.2. Às medições efetuadas com o colimador, aplica-se um fator de correção referente à IC como se fez na secção 5.3.1. e, tal como efetuado na metodologia anterior, os valores finais são normalizados em relação à média das medições. Uma vez mais, foi necessário utilizar um absorvedor de forma a prevenir a saturação do eletrómetro, utilizando-se assim uma placa de 0,25mm de Cu.

Na figura 51 pode encontrar-se os fatores de correção provenientes da IC a aplicar às medições com o colimador para cada um dos módulos de fibras. Realça-se que, durante as medições com o colimador para o primeiro módulo a fonte apresentou variações  $\left(\frac{\text{máximo}}{\text{mínimo}}\right)$  na ordem dos 20%, no segundo de 18% e, por fim, variações de cerca de 40% para o último módulo.

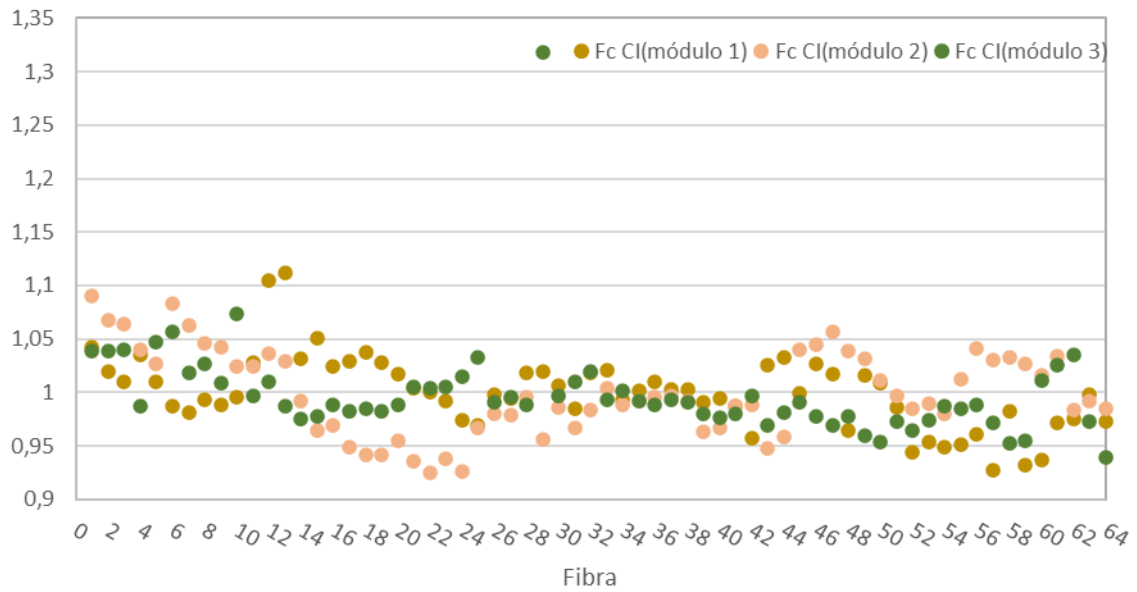


Figura 51- Fator de correção da IC a aplicar às medições com o colimador para cada um dos módulos de fibras.

Por sua vez, na figura 52, observam-se a verde os valores medidos diretamente do eletrômetro e, ainda, a laranja os valores obtidos após a divisão pelo respectivo fator de correção da IC apresentado na figura 51, concluindo-se que a aplicação deste fator fica muito aquém do desejado, visto que as correções são muito pequenas.

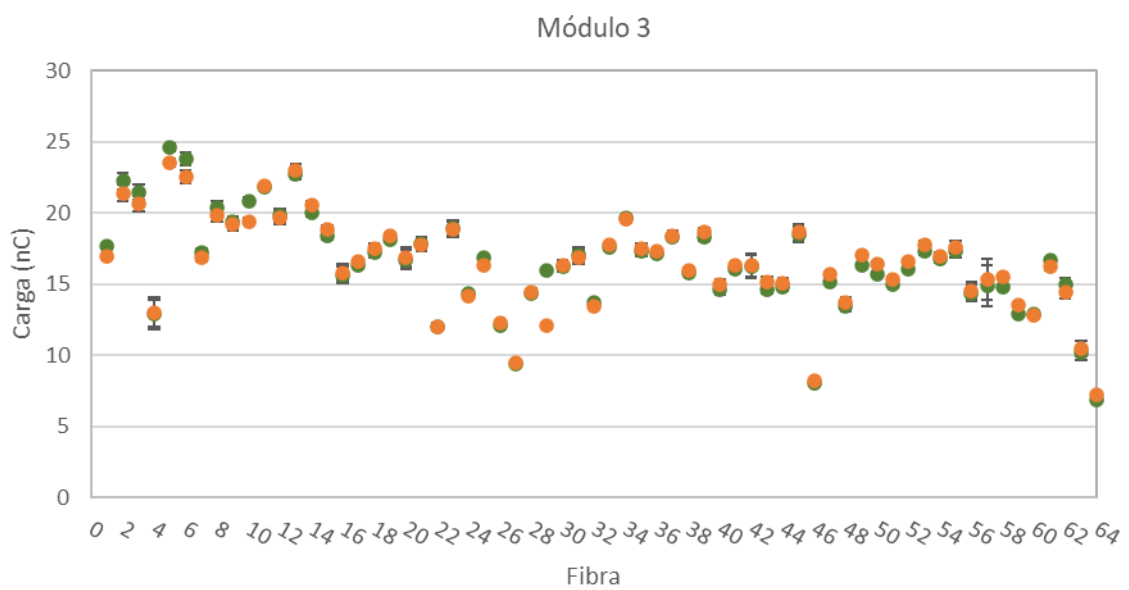
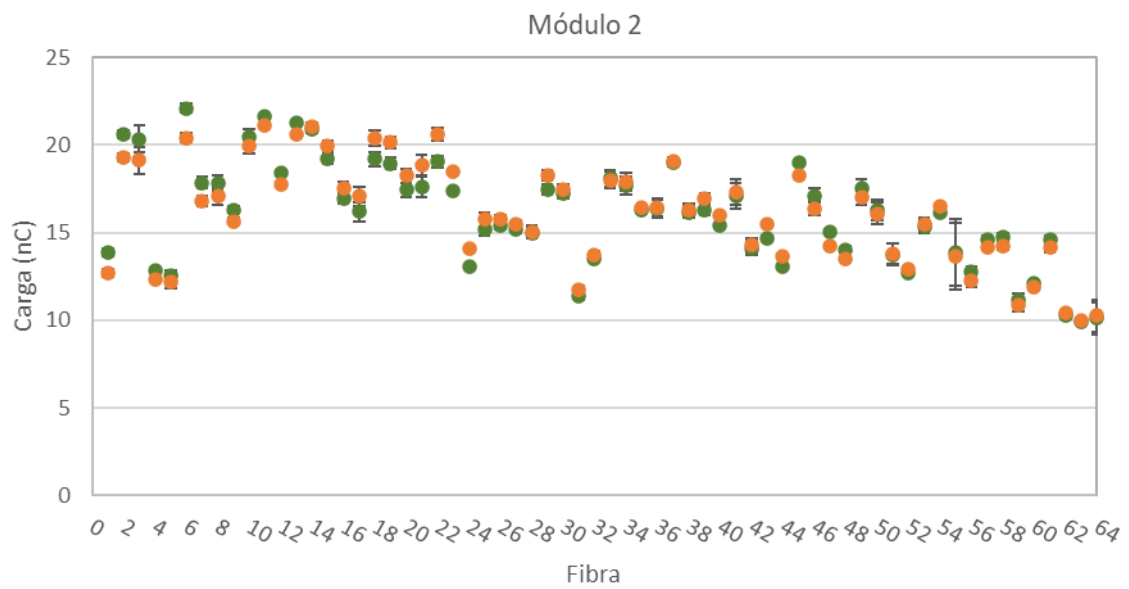
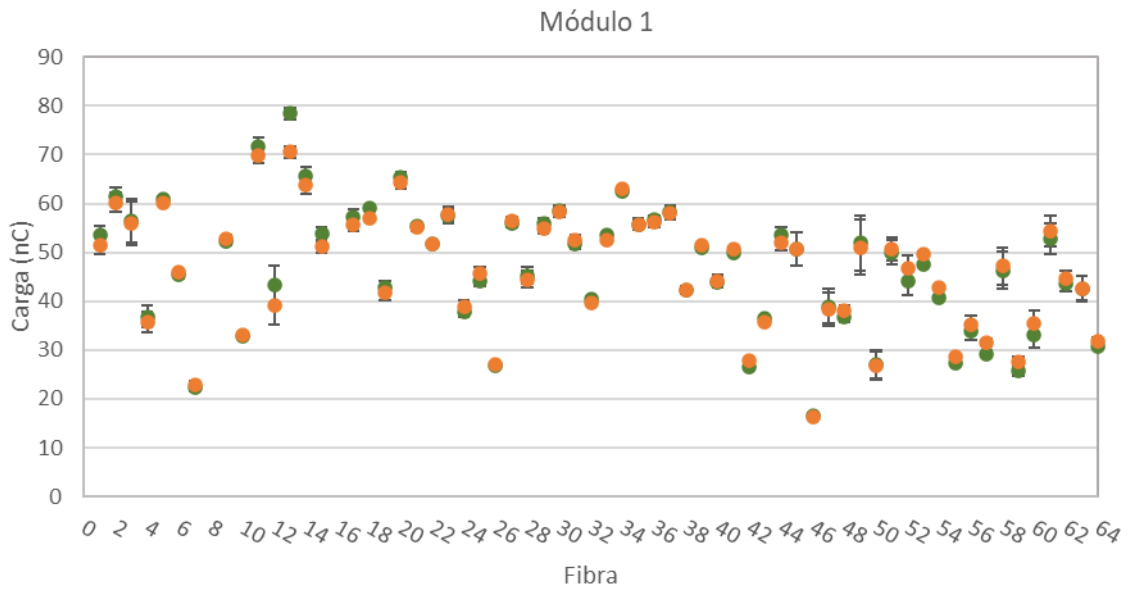


Figura 52- Medições com o colimador para os diferentes módulos de fibras antes (verde) e após a aplicação do fator de correção da IC (laranja).

Com o intuito de corrigir as medições em campo aberto com as medições do colimador, foi necessário obter o fator de correção do mesmo, sendo que para isto já se utilizaram as medições com a respectiva correção da IC. Para isto, utilizou-se a mesma metodologia do fator de correção da IC enunciada na secção 5.3.1, mas, desta vez, com os valores do colimador ( $Fc C_{colimador} = \frac{\text{Valor medido}_{fibra(\text{corrigido})}}{\text{Média medido}_{fibra(\text{corrigido})}}$ ). Na figura 53 encontram-se os fatores de correção do colimador a aplicar às fibras para cada um dos módulos.

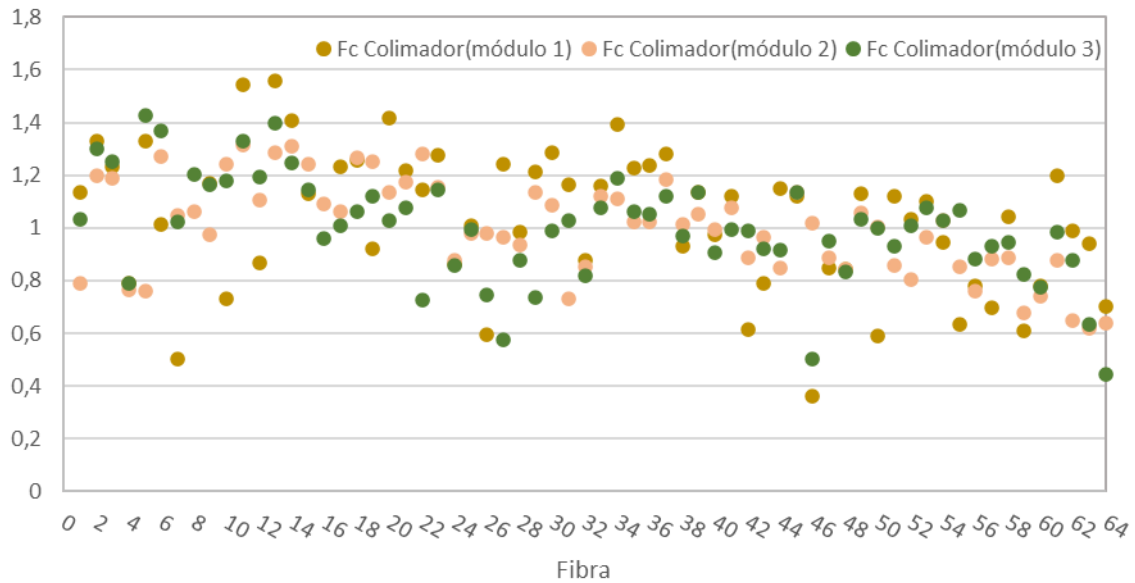


Figura 53- Fator de correção do colimador a aplicar às medições corrigidas pela IC para cada um dos módulos de fibras.

### 5.3.5. Aplicação do fator de correção do colimador às medições em campo aberto

Na tentativa de correção das medições em campo aberto com os absorvedores de Cu e Al apresentadas na secção 5.3.1., efetuou-se o quociente entre as medições e os fatores de correção obtidos na figura 53 para cada um dos módulos de fibras. Assim sendo, na figura 54, 55 e 56, observam-se as medições em campo aberto corrigidas com o colimador, bem como as medições corrigidas removendo o perfil do campo de radiação.

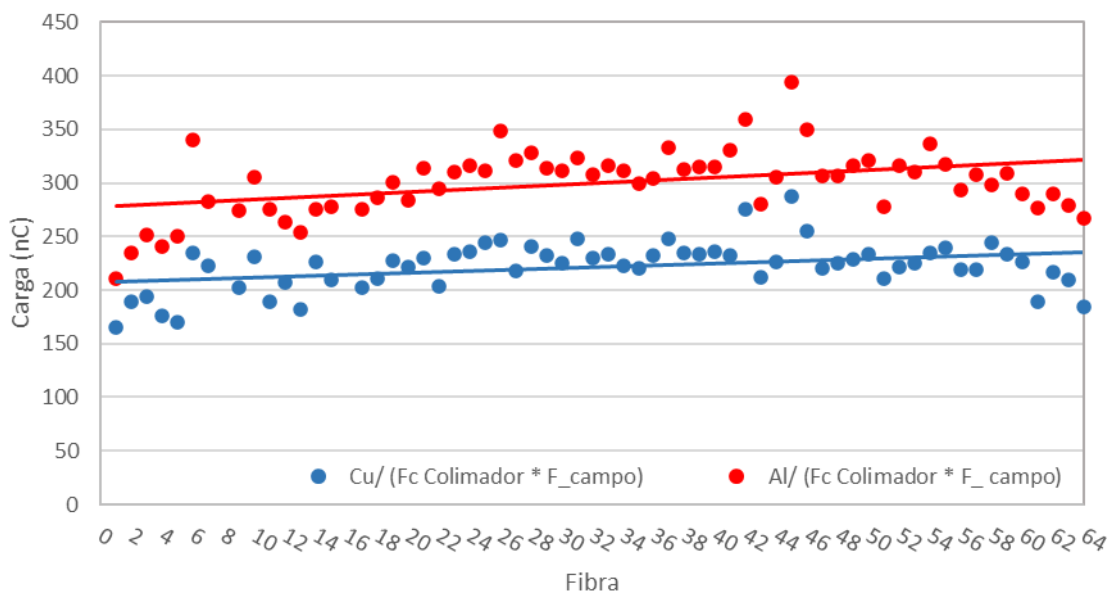
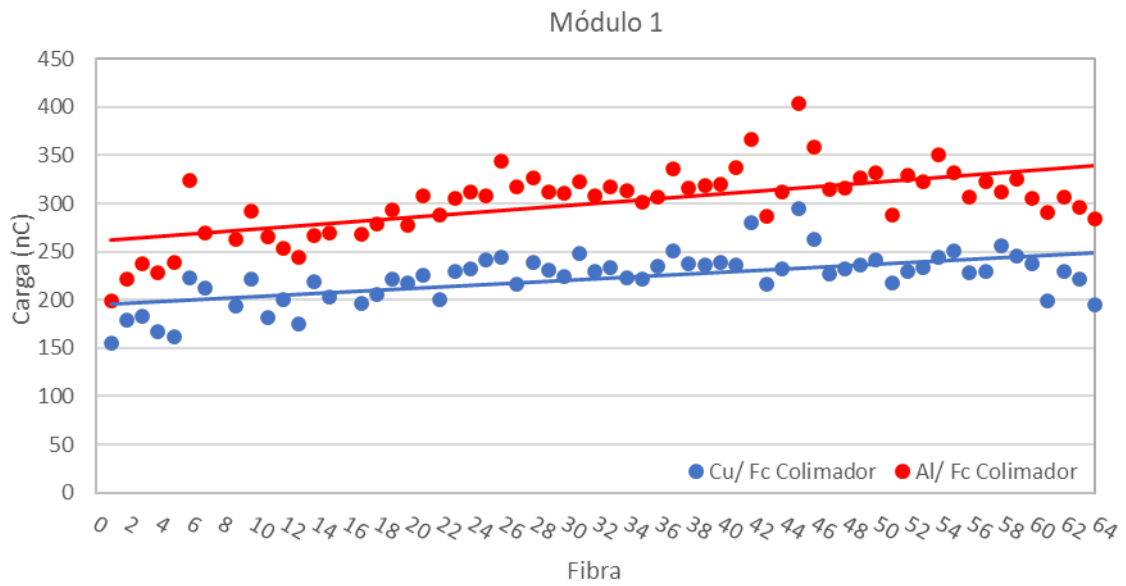


Figura 54- Medições no primeiro módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação.

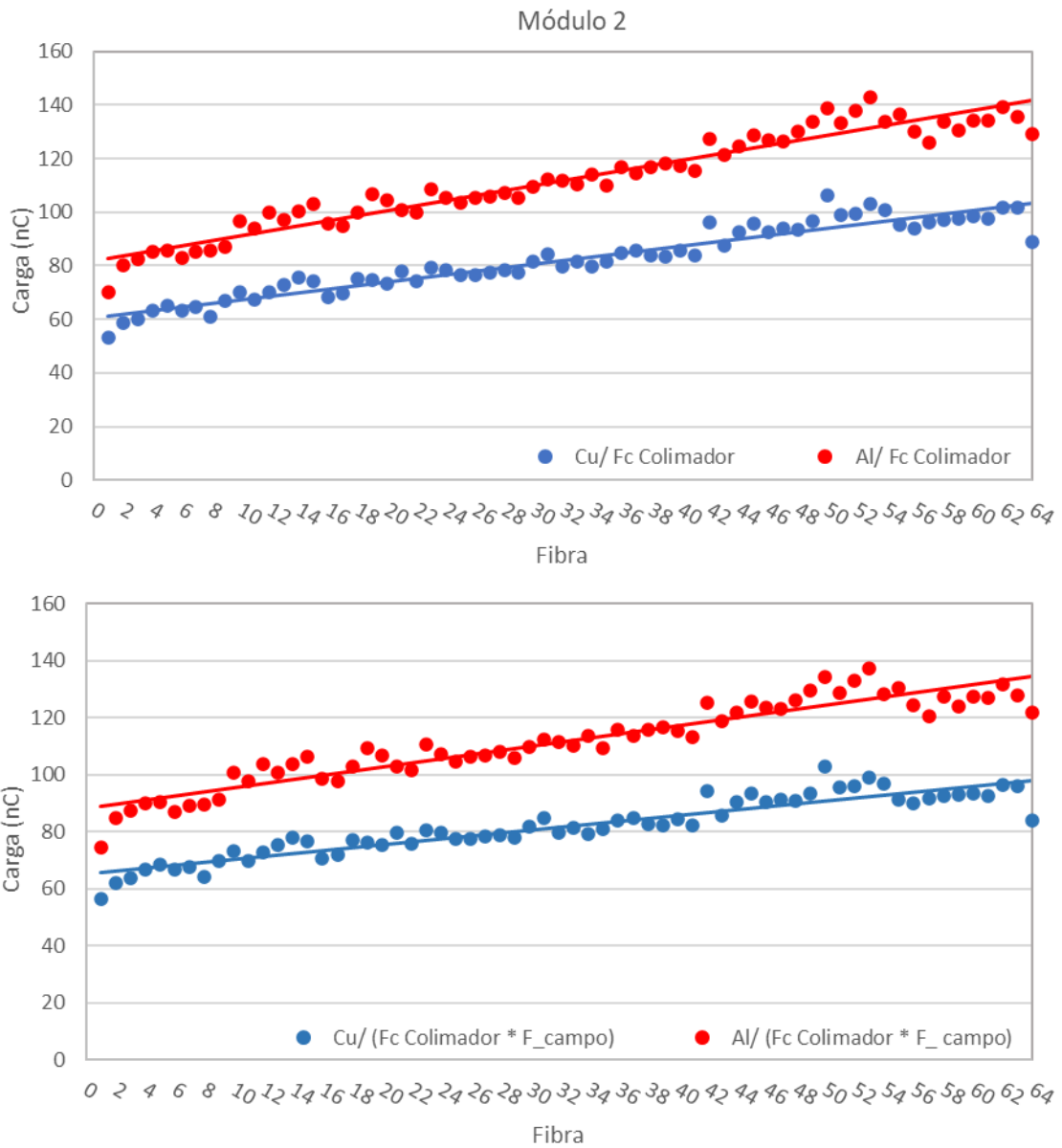


Figura 55- Medições no segundo módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação.

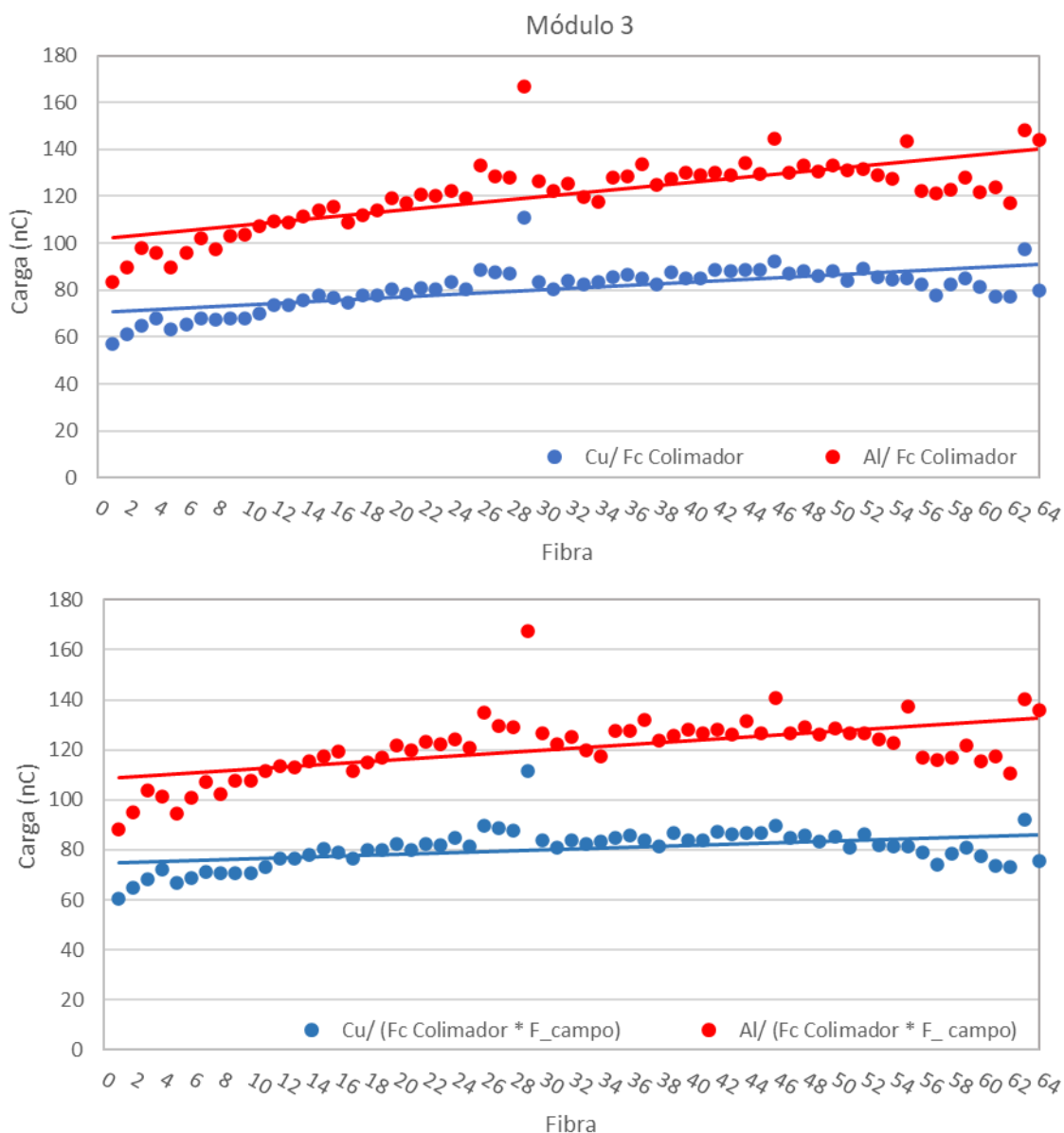


Figura 56- Medições no terceiro módulo em campo aberto com absorvedores de cobre (azul) e de alumínio (vermelho) corrigidas pelo fator de correção do colimador e, numa outra situação, com o fator de correção e sem a influência do perfil do campo de radiação.

Nas figuras anteriores, observa-se que, efetivamente, a correção das medições com o colimador melhora o perfil de radiação, sendo sempre possível observar algumas flutuações entre fibras, mas numa escala bastante menor. Todavia, nas medições referentes ao primeiro módulo, observam-se flutuações maiores comparativamente aos restantes, o que possivelmente se deve às diferenças na constituição dos módulos de fibras. Ainda, e relativamente a estas medições, pode observar-se que as medições que apresentam apenas a correção com as medições do colimador apresentam sempre um declive acentuado respeitante ao perfil do campo de radiação da fonte de raio-X que, como indicado na secção 4.1.3., sugere que há um desvio na fonte. Nos gráficos que apresentam a correção das medições com o fator de correção do colimador e o do desvio da fonte de radiação, apresentam, ainda, um declive, embora menos acentuado.

Nas tabelas 2, 3 e 4, referentes à aplicação do fator de correção do colimador às medições em campo aberto com os absorvedores de Cu e Al sem o fator  $F_{campo}$ . Pode dizer-se que esta metodologia melhorou a qualidade das medições, diminuindo o desvio padrão relativo e melhorando os perfis de radiação obtidos experimentalmente. Todavia, e comparando os resultados das tabelas seguintes com os da tabela 1, verifica-se que com a metodologia aplicada na primeira tentativa de equalização (secção 5.3.3) a dispersão é bastante menor (4%) quando comparada à dispersão nesta metodologia. Apesar do mencionado anteriormente, considera-se que a equalização dos canais com recurso ao colimador é mais vantajosa uma vez que na primeira metodologia o fator de correção aplicado corrige mais do que o pretendido, isto é, elimina a informação do  $F_{campo}$ , perdendo-se assim a informação do mesmo. Ainda, através das tabelas seguintes pode verificar-se sinais maiores para o primeiro módulo de fibras comparativamente aos restantes, sendo esta uma questão a entender em medições futuras.

Tabela 2- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o primeiro módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator  $F_{campo}$ .

	1º módulo de fibras			
	Cu	Cu	Al	Al
		$\frac{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$		$\frac{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$
<b>Média (nC)</b>	227,37	222,33	307,72	300,60
<b>Desvio padrão (nC)</b>	55,14	22,65	75,84	31,02
<b>Desvio padrão relativo</b> $(\frac{Desvio\ padrão}{Média})$	0,24	0,10	0,25	0,10

Tabela 3- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o segundo módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator  $F_{campo}$ .

	2º módulo de fibras			
	Cu	$\frac{Cu}{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$	Al	$\frac{Al}{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$
<b>Média (nC)</b>	81,17	81,88	110,66	111,62
<b>Desvio padrão (nC)</b>	13,97	10,39	19,10	14,33
<b>Desvio padrão relativo</b> $(\frac{Desvio\ padrão}{Média})$	0,17	0,13	0,17	0,13

Tabela 4- Dados estatísticos referentes às medições em campo aberto para o terceiro módulo, mais concretamente as medições de Cu e Al, com aplicação do fator de correção do colimador e sem o fator  $F_{campo}$ .

	3º módulo de fibras			
	Cu	$\frac{Cu}{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$	Al	$\frac{Cu}{Fc(Colimador) \times F_{campo}}$
<b>Média (nC)</b>	79,73	80,54	119,34	120,81
<b>Desvio padrão (nC)</b>	13,26	7,65	19,32	12,38
<b>Desvio padrão relativo</b> $(\frac{Desvio\ padrão}{Média})$	0,17	0,09	0,16	0,10

### 5.3.6. Aplicação do fator de correção do colimador às medições de $^{90}\text{Sr}$

Numa outra fase do projeto, recorreu-se a partículas carregadas, nomeadamente eletrões, utilizando-se para isto a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ . A motivação perante o uso desta fonte foi verificar se, alterando a fonte de radiação, a aplicação do fator de correção obtido com o colimador seria útil para uma melhoria dos resultados.

As medições com recurso à fonte radioativa de  $^{90}\text{Sr}$  foram efetuadas em três posições distintas, ao centro e alinhada com as extremidades do módulo de fibras (Figura 57), resultando os gráficos presentes nas figuras 58, 59 e 60, mais concretamente os pontos assinalados a verde.



*Figura 57-Montagem com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$  alinhada com o centro do módulo de fibras.*

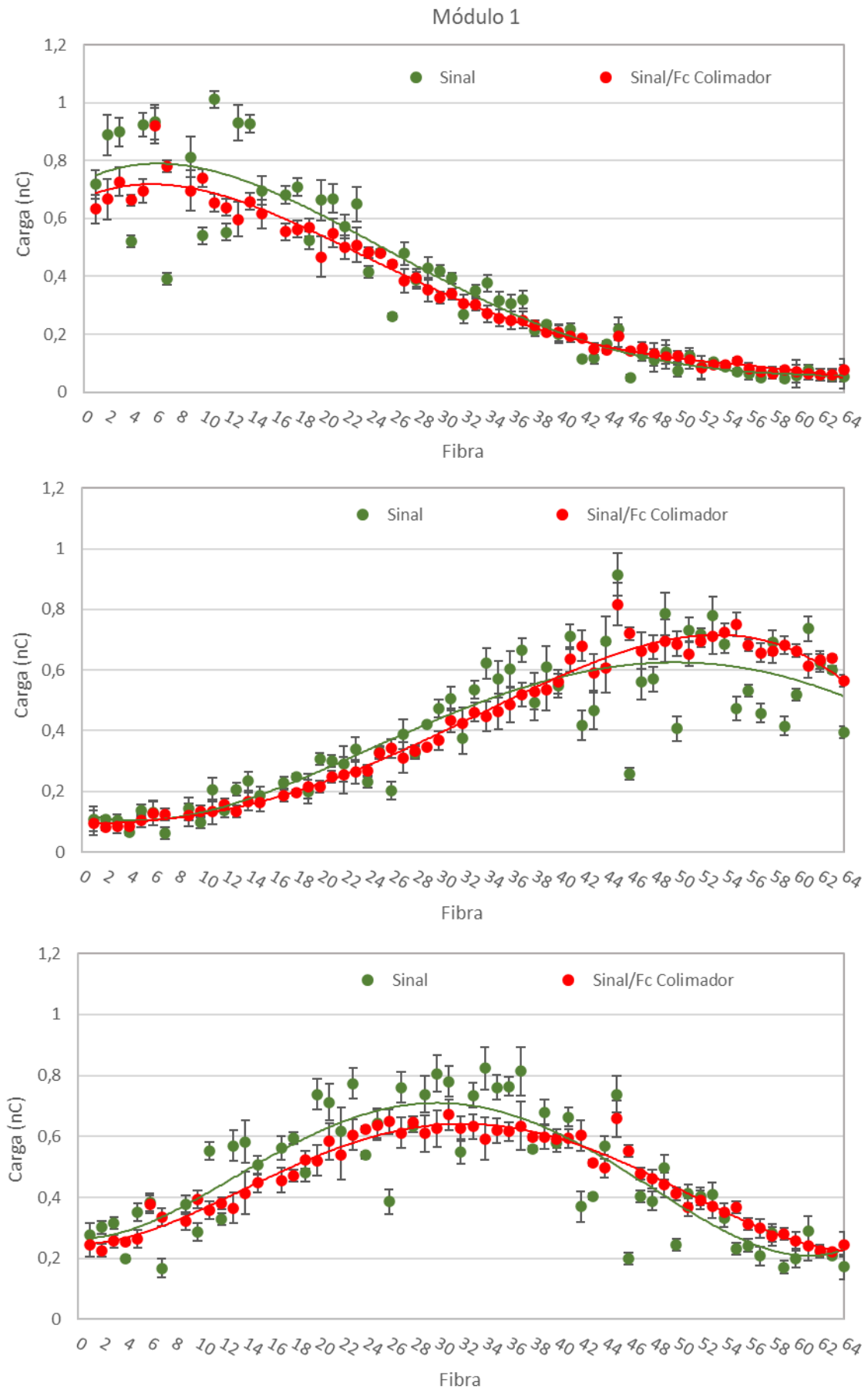


Figura 58- Medições com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$  alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respectivamente, para o primeiro módulo (verde) e respectiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho).

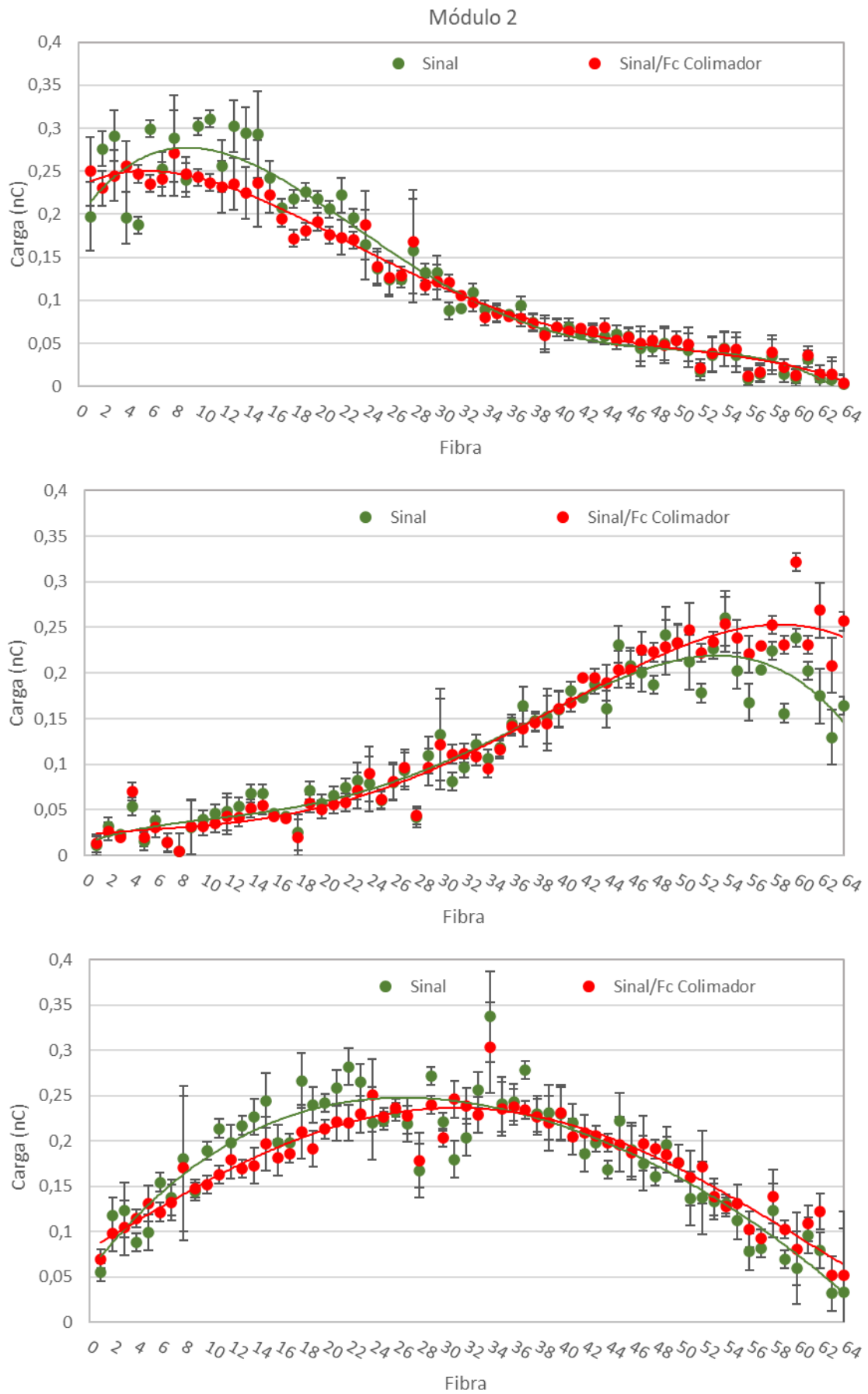


Figura 59- Medições com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$  alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respectivamente, para o segundo módulo (verde) e respectiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho).

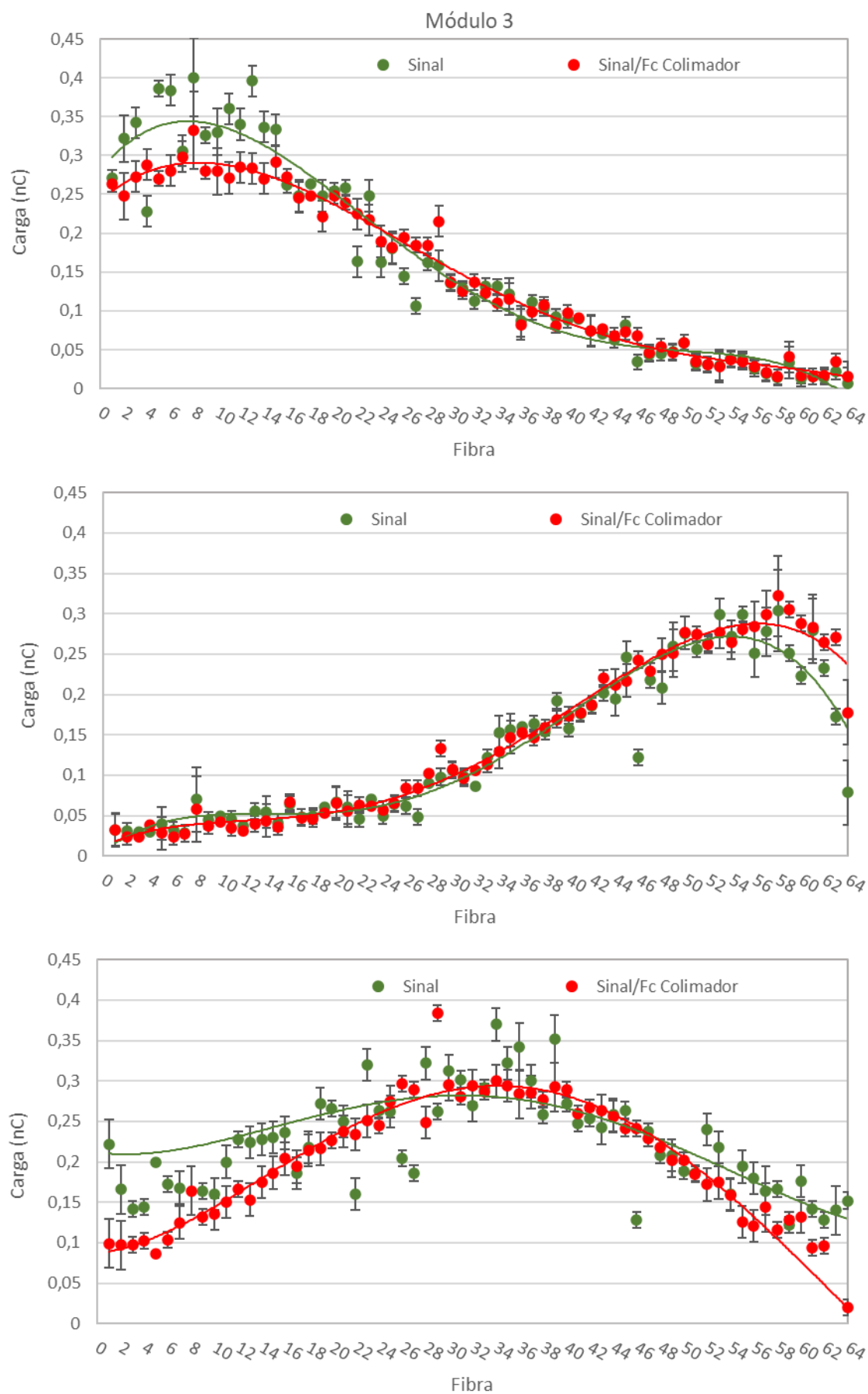


Figura 60- Medições com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$  alinhada com a fibra 1, com a fibra 64 e ao centro, respectivamente, para o terceiro módulo (verde) e respectiva equalização com o fator de correção do colimador (vermelho).

Por observação das figuras, mais concretamente dos pontos a vermelho, é perceptível uma melhoria no perfil de radiação após a aplicação do fator de correção do colimador, principalmente, pela diminuição das flutuações entre os pontos e de uma distribuição de carga nas fibras mais uniforme.

Nas tabelas 5, 6 e 7, encontram-se os dados estatísticos da aplicação do fator de correção do colimador às medições efetuadas com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ . Esta correção demonstrou ser adequada quando aplicada às medições efetuadas ao centro e alinhadas com a fibra 1, sendo que o desvio padrão relativo diminuiu substancialmente. Todavia, quando se aplica a correção às medições efetuadas com a fonte de radiação alinhada com a fibra 64 não há melhoras significativas, mas sim um aumento do desvio padrão e, conseqüentemente, do erro padrão relativo.

Tabela 5- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao primeiro módulo de fibras óticas com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ .

	Fonte de $^{90}\text{Sr}$					
	$Alinhado_{fibra\ 1}$	$\frac{Alinhado_{fibra\ 1}}{Fc(Colimador)}$	$Alinhado_{fibra\ 32}$	$\frac{Alinhado_{fibra\ 32}}{Fc(Colimador)}$	$Alinhado_{fibra\ 64}$	$\frac{Alinhado_{fibra\ 64}}{Fc(Colimador)}$
Média (nC)	0,38	0,35	0,48	0,46	0,42	0,43
Desvio padrão (nC)	0,29	0,24	0,20	0,15	0,22	0,23
Desvio padrão relativo ( $\frac{Desvio\ padrão}{Média}$ )	0,77	0,69	0,43	0,32	0,53	0,54

Tabela 6- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao segundo módulo de fibras óticas com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ :

	Fonte de $^{90}\text{Sr}$					
	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 1}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 1}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 32}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 32}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 64}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 64}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$
Média (nC)	0,13	0,12	0,18	0,18	0,12	0,13
Desvio padrão (nC)	0,10	0,08	0,07	0,05	0,07	0,09
Desvio padrão relativo ( $\frac{\text{Desvio padrão}}{\text{Média}}$ )	0,75	0,68	0,38	0,31	0,61	0,68

Tabela 7- Dados estatísticos referentes às metodologias aplicadas ao terceiro módulo de fibras óticas com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ :

	Fonte de $^{90}\text{Sr}$					
	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 1}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 1}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 32}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 32}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$	$\text{Alinhado}_{\text{fibra } 64}$	$\frac{\text{Alinhado}_{\text{fibra } 64}}{\text{Fc}(\text{Colimador})}$
Média (nC)	0,16	0,15	0,20	0,20	0,13	0,14
Desvio padrão (nC)	0,12	0,10	0,08	0,08	0,09	0,10
Desvio padrão relativo ( $\frac{\text{Desvio padrão}}{\text{Média}}$ )	0,78	0,68	0,41	0,41	0,67	0,69

Após a aplicação do fator de correção do colimador às medições efetuadas com a fonte de  $^{90}\text{Sr}$ , tentou obter-se um valor quantitativo que exprimisse o sucesso da equalização quando aplicada a medições com fontes de elétrons, sendo a forma mais simples de o conseguir apresentada em seguida.

Com recurso à ferramenta de análise do Excel MS, efetuou-se o ajuste das curvas obtidas antes e após a aplicação do fator de correção do colimador, sendo que para isto traçou-se uma linha de tendência polinomial de grau 4, visto ser a que melhor se ajusta às curvas obtidas. Em seguida, estudou-se o desvio total entre cada ponto obtido e aos valores obtidos através da curva de tendência, estando estes presentes nas figuras 61, 62 e 63.

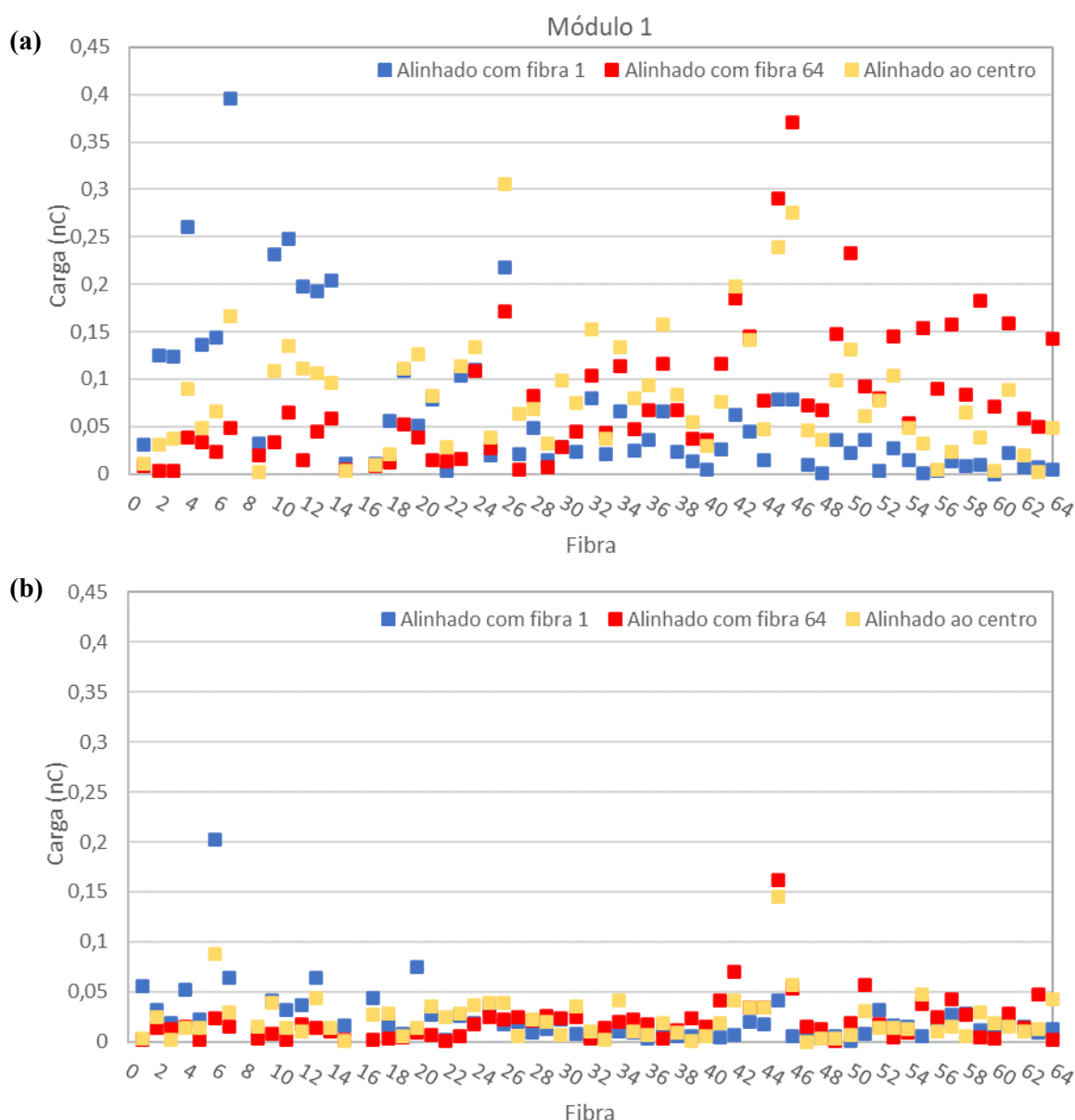


Figura 61- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e aos valores obtidos através na curva de tendência para o primeiro módulo. (a) antes da correção com o colimador; (b) após correção com o colimador.

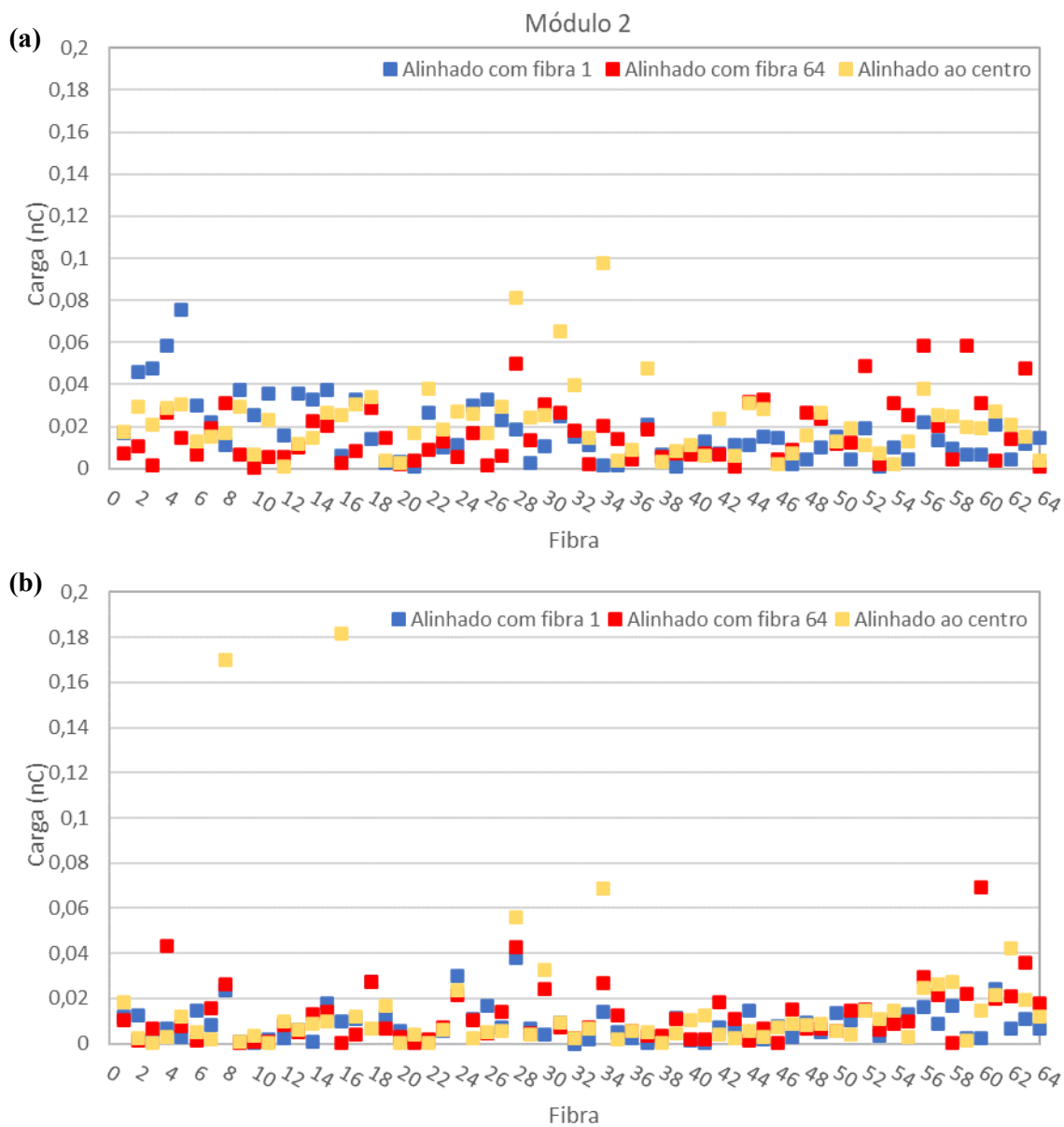


Figura 62- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e a os valores obtidos através na curva de tendência para o segundo módulo. (a) antes da correção com o colimador; (b) após correção com o colimador.

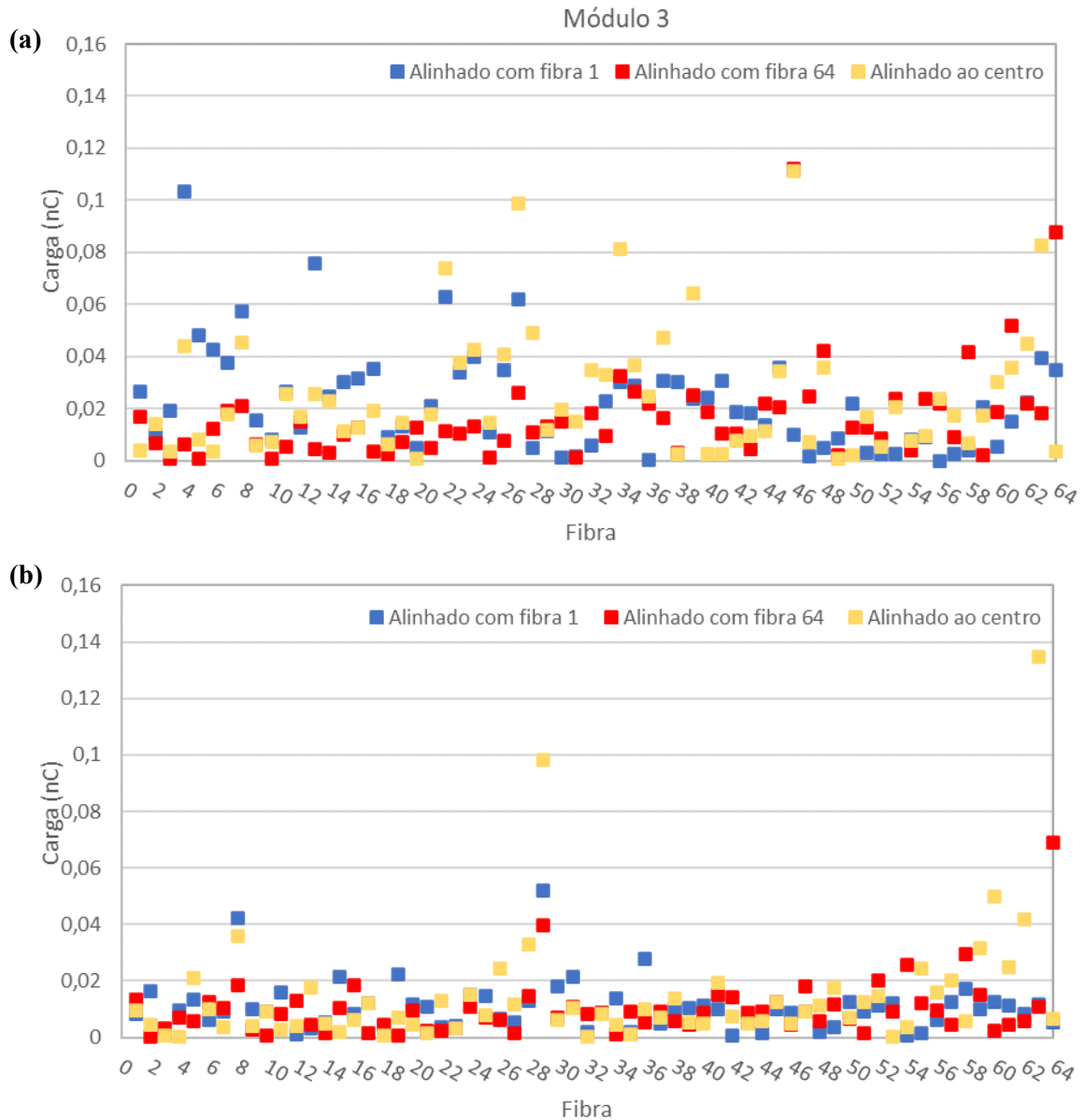


Figura 63- Desvio total entre cada ponto obtido experimentalmente e a os valores obtidos através na curva de tendência para o terceiro módulo. (a) antes da correção com o colimador; (b) após correção com o colimador.

Através da observação das figuras anteriores, depreende-se que após a aplicação dos fatores de correção às medições, há uma diminuição do desvio total entre os pontos obtidos experimentalmente e os obtidos através do ajuste. Sendo que maioritariamente a diferença encontra-se entre 0 nC e 0,05 nC no caso do primeiro módulo e entre 0 nC e 0,02 nC para os restantes. Concluiu-se assim que a aplicação dos fatores de correção, utilizados para a equalização dos 64 canais do protótipo do dosímetro de fibras óticas, podem ser utilizado para a correção de medições realizadas em condições diversas, em particular, com outros campos de radiação.

## Capítulo 7. Conclusão

A caracterização da fonte de raio-X, realizada com recurso a dosímetros como o filme radiocrômico e a IC, demonstrou ser importante para a realização deste projeto, uma vez que permitiu corrigir e melhorar os resultados obtidos numa fase de testes ao protótipo de detetor de fibras óticas cintilantes de plástico. Nesta etapa, confirmou-se o desvio da fonte de raio-X estudado anteriormente e, ainda, detetaram-se flutuações acentuadas entre cada irradiação. Por sua vez, no que se refere às simulações efetuadas do espectro de radiação das fontes de  $^{90}\text{Sr}$ , não foi possível obter uma caracterização precisa pela falta de informação acerca da geometria das mesmas. Neste projeto, e apesar de se terem caracterizado duas fontes de  $^{90}\text{Sr}$ , - pastilha e fonte amarela - optou-se por utilizar apenas a fonte cujo sinal medido pelas fibras era distinguível do ruído do MAPMT, sendo por isso utilizada apenas a fonte amarela.

Nas primeiras medições efetuadas com o detetor de fibras óticas, observaram-se oscilações na resposta de cada uma das fibras, sendo de extrema importância a equalização dos canais. Tentou aplicar-se uma metodologia de equalização que demonstrou não ser correta. Esta metodologia passava por comparar as medições em campo aberto, eliminando assim os fatores externos às fibras. A nível estatístico esta metodologia apresenta dispersões baixas (4%), todavia, o ideal é que cada fator de correção não corrija o que não é pretendido e após a aplicação deste fator perde-se informação do  $F_{campo}$ .

Numa segunda fase, procedeu-se às medições com um colimador, o que nos permitiu garantir que a fibra irradiada se encontrava sempre na mesma região do campo de radiação, pelo que as únicas fontes de flutuações dizem respeito ao próprio detetor e ao tubo de raio-X, sendo estas últimas controladas, e posteriormente corrigidas, a par da medição do sinal em cada uma das fibras. Em seguida, utilizaram-se estas medições para corrigir as medições em campo aberto com ambas as fontes de radiação utilizadas. No que se refere às medições com a fonte de raio-X, após a aplicação do fator de correção, observou-se uma melhoria significativa nos resultados estatísticos, isto é, com esta correção foi possível diminuir as dispersões no primeiro módulo de fibras de 25% para 10%, no segundo de 17% para 13 % e, por fim, no terceiro módulo observou-se uma diminuição da dispersão de 17% para 10%. Por sua vez, a aplicação deste fator de correção às medições de  $^{90}\text{Sr}$  permitiu melhorar o perfil do campo de radiação e, ainda, diminuir as flutuações e melhorar os resultados obtidos, pelo que se pode afirmar que esta metodologia é aplicável tanto a partículas como os raios-X e a eletrões.

Relativamente ao sinal medido em cada um dos módulos de fibras, observou-se que o módulo 1 apresenta sinais maiores (~200 nC) quando comparados aos módulos 2 e 3 (~80 nC), sendo esta diferença uma questão a reavaliar futuramente através da execução de novas medições.

No que se refere à constituição dos módulos de fibras, realça-se que os módulos 2 e 3, cuja cola utilizada foi a *epoxy*, apresentaram melhores resultados que o primeiro módulo, comprovando-se assim que a cola tem influência direta no sinal das fibras e compromete o bom funcionamento das mesmas.

Outro fator a ter em consideração é a seleção de fibras com intensidades de luz semelhantes, como foi o caso do terceiro módulo, uma vez que minimiza as flutuações de sinal entre fibras. Porém, existe ainda um fator que não foi possível controlar aquando da execução dos módulos testados, sendo estes fatores que advêm da técnica de polimento do conector, pois se o polimento não for uniforme pode haver fibras que fiquem danificadas e que apresentem diferenças abruptas no sinal medido.

Inicialmente, um dos objetivos propostos foi a realização de medições com o protótipo de detetor em estudo recorrendo a um acelerador linear de partículas (LINAC). Porém, e uma vez que havia necessidade de deslocamento ao hospital de Santa Maria, não foi possível cumprir este objetivo por questões logísticas e falta de tempo. Perspetiva-se que o próximo passo de testes ao protótipo seja a irradiação do mesmo com um feixe de prótons, sendo que este será realizado antes do final deste ano na Holanda. De igual modo, é de prever outros testes utilizando o LINAC anteriormente mencionado.

## Capítulo 8. Bibliografía

1. Cancer [Internet]. World Health Organization; [cited 2023 Apr 1]. Available from: [https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab\\_1](https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab_1)
2. Zhang H, Li J, Yang X, Qiao R, Hu Y-C. Conventional radiotherapy and stereotactic radiosurgery in the management of metastatic spine disease. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2020;19:153303382094579. doi:10.1177/1533033820945798
3. LaRiviere MJ, Santos PM, Hill-Kayser CE, Metz JM. Proton therapy. *Hematology/Oncology Clinics of North America*. 2019;33(6):989–1009. doi:10.1016/j.hoc.2019.08.006
4. Strydom W, Parker W, Olivares M. Electron Beams: Physical and Clinical Aspects. In: *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA; 2005. p. 273–99.
5. Barker C, Lowe M, Radhakrishna G. An introduction to Proton Beam therapy. *British Journal of Hospital Medicine*. 2019;80(10):574–8. doi:10.12968/hmed.2019.80.10.574
6. Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C, Safai S, Sahoo N, Pankuch M, et al. AAPM Task Group 224: Comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Medical Physics*. 2019 Aug 14;46(8):679–86. doi:10.1002/mp.13622
7. Hall EJ. Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics*. 2006;65(1):1–7. doi:10.1016/j.ijrobp.2006.01.027
8. Kutcher GJ, Chair T, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, et al. Part A: Information for radiation oncology administrators. In: *Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM radiation therapy committee task group 40*. 4th ed. New York: Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics; 1994. p. 583–5.
9. Izewska J, Rajan G. Chapter 3: Radiation Dosimeters. In: *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA; 2005. p. 71–99.
10. *Penelope-2018: A code system for Monte Carlo simulation of electron and Photon Transport* (2022) *Nuclear Energy Agency (NEA)*. Available at: [https://www.oecd-nea.org/jcms/pl\\_46441/penelope-2018-a-code-system-for-monte-carlo-simulation-of-electron-and-photon-transport](https://www.oecd-nea.org/jcms/pl_46441/penelope-2018-a-code-system-for-monte-carlo-simulation-of-electron-and-photon-transport) (Accessed: 21 August 2023).
11. Leo WR. 2. Passage of Radiation Through Matter. In: *Techniques for nuclear and particle physics experiments: A how-to approach*. 2nd ed. Berlin: Springer; 1994. p. 17–68.
12. Zeitlin C. Physical interactions of charged particles for radiotherapy and space applications. *Health Physics*. 2012;103(5):540–6. doi:10.1097/hp.0b013e3182611125
13. Mott JHL, Daniel JM. Interactions of electromagnetic radiation and subatomic particles with matter – part 2. *Clinical Oncology*. 2021;33(7):455–60. doi:10.1016/j.clon.2021.02.005

14. Knoll GF. Chapter 2. Radiation Interactions. In: Radiation detection and measurement. 4th ed. S.l.: John Wiley; 2010. p. 30–42.
15. Newhauser WD, Zhang R. The physics of Proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*. 2015;60(8). doi:10.1088/0031-9155/60/8/r155
16. Mott JHL, Daniel JM. Interactions of electromagnetic radiation and subatomic particles with matter – part 1. *Clinical Oncology*. 2021;33(7):451–4. doi:10.1016/j.clon.2021.02.004
17. Gambini D-J. Notions de dosimétrie. *Journal de Radiologie*. 2010;91(11):1189–91. doi:10.1016/s0221-0363(10)70172-4
18. Greening JR. *Fundamentals of Radiation Dosimetry*. 2nd ed. Bristol: Adam Hilger; 1985.
19. Paiva E de. Princípios do Cálculo de Blindagem Em Radioterapia. *Revista Brasileira de Ensino de Física*. 2014;36(3). doi:10.1590/s1806-11172014000300011
20. Costa PR, Yoshimura EM, Nersissian DY, Melo CS. Correlation between effective dose and radiological risk: General concepts. *Radiologia Brasileira*. 2016;49(3):176–81. doi:10.1590/0100-3984.2014.0097
21. Biological weighting of absorbed dose: the specific issue of RBE in ion beam therapy. In: *Relative biological effectiveness in ion beam therapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency IAEA; 2007. p. 14–23.
22. Izewska J, Rajan G. Radiation Dosimeters. In: *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA; 2005. p. 71–99.
23. Gonzalez-Montoro A, Ullah MN, Levin CS. Advances in detector instrumentation for pet. *Journal of Nuclear Medicine*. 2022;63(8):1138–44. doi:10.2967/jnumed.121.262509
24. Ankerhold U, Hupe O, Ambrosi P. Deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields. *Radiation Protection Dosimetry*. 2009;135(3):149–53. doi:10.1093/rpd/ncp099
25. *Selected topics in nuclear electronics*. Vienna: IAEA; 1986.
26. Ranger NT. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. *RadioGraphics*. 1999;19(2):481–502. doi:10.1148/radiographics.19.2.g99mr30481
27. Operating regions of ionizing detectors - detector voltage [Internet]. 2022 [cited 2023 Aug 15]. Available from: <https://www.nuclear-power.com/nuclear-engineering/radiation-detection/gaseous-ionization-detector/operating-regions-of-ionizing-detectors-detector-voltage/>
28. Seco J, Clasié B, Partridge M. Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2014;59(20). doi:10.1088/0031-9155/59/20/r303
29. Detectors for Ionizing Radiation: Including Codes of Practice [Internet]. [cited 2023 Apr 4]. Available from:

[https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user\\_upload/Online\\_Catalog/DETECTORS\\_Cat\\_en\\_16522900\\_13/blaetterkatalog/index.html#page\\_1](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/DETECTORS_Cat_en_16522900_13/blaetterkatalog/index.html#page_1)

30. Casolaro P, Campajola L, Breglio G, Buontempo S, Consales M, Cusano A, et al. Real-time dosimetry with Radiochromic Films. *Scientific Reports*. 2019;9(1). doi:10.1038/s41598-019-41705-0
31. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Physica Medica*. 2016;32(4):541–56. doi:10.1016/j.ejmp.2016.02.008
32. Lin Z, Lv S, Yang Z, Qiu J, Zhou S. Structured scintillators for efficient radiation detection. *Advanced Science*. 2021;9(2):2102439. doi:10.1002/advs.202102439
33. Yanagida T. Inorganic scintillating materials and Scintillation Detectors. *Proceedings of the Japan Academy, Series B*. 2018;94(2):75–97. doi:10.2183/pjab.94.007
34. YANAGIDA T. Inorganic scintillating materials and Scintillation Detectors. *Proceedings of the Japan Academy, Series B*. 2018;94(2):75–97. doi:10.2183/pjab.94.007
35. Flyckt S-O, Marmonier C. *Photomultiplier tubes: Principles & applications*. Brive, France: Philips Photonics; 2002.
36. Rivera T. *Synthesis and Thermoluminescent Characterization of Ceramics Materials*. In: *Advances in ceramics: Synthesis and characterization, processing and specific applications*. IntechOpen; 2011.
37. Akselrod M, Kouwenberg J. Fluorescent nuclear track detectors – review of past, present and future of the technology. *Radiation Measurements*. 2018;117:35–51. doi:10.1016/j.radmeas.2018.07.005
38. *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures*. Washington: International Commission on Radiation Units; 1976.
39. Campos LL. Termoluminescência de Materiais e Sua Aplicação em Dosimetria da Radiação. *Cerâmica*. 1998;44(290):244–51. doi:10.1590/s0366-69131998000600007
40. Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. 4th ed. Springfield, Ill, U.S.A. : Charles C. Thomas; 1983.
41. Huda W. *Review of Radiologic Physics*. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
42. Ter-Pogossian MM, Phelps ME. Semiconductor Detector Systems. *Seminars in Nuclear Medicine*. 1973;3(4):343–65. doi:10.1016/s0001-2998(73)80027-3
43. Dixon RL, Ekstrand KE. Silicon diode dosimetry. *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*. 1982;33(11):1171–6. doi:10.1016/0020-708x(82)90242-3
44. Borges VR. Detector cintilador semicondutor Para Radiação Gama. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*. 2015;3(2). doi:10.15392/bjrs.v3i2.113
45. Siddique S, Ruda HE, Chow JC. Flash radiotherapy and the use of radiation dosimeters. *Cancers*. 2023;15(15):3883. doi:10.3390/cancers15153883

46. Rustgi SN. Evaluation of the dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements. *Medical Physics*. 1995;22(5):567–70. doi:10.1118/1.597543
47. Sabino T, Rodrigues LN, Furnari L, Watanabe ÉY, Menegussi G. Dosimetric characterization of photon beams using a diamond detector. *Radiologia Brasileira*. 2012;(45):35–8.
48. Rêgo F, Peralta L, Gomes M. Can the HVL help the mechanical x-ray tube characterization? *X-Ray Spectrometry*. 2011;40(4):235–9. doi:10.1002/xrs.1318
49. Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, Evans PM, Verhaegen F. Spekcalc: A program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes. *Physics in Medicine and Biology*. 2009;54(19). doi:10.1088/0031-9155/54/19/n01
50. Méndez I, Rovira-Escutia JJ, Casar B. A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com. *Radiology and Oncology*. 2021;55(3):369–78. doi:10.2478/raon-2021-0034
51. 1. ImageJ Features [Internet]. U.S. Department of Health and Human Services; [cited 2023 Aug 29]. Available from: <https://imagej.nih.gov/ij/features.html>
52. Salgueiro DFR. Design of a fiber-phantom detector for quality assurance in Proton Therapy [thesis]. 2022.
53. Chakravarty R, Dash A. Availability of yttrium-90 from strontium-90: A nuclear medicine perspective. *Cancer Biotherapy and Radiopharmaceuticals*. 2012;27(10):621–41. doi:10.1089/cbr.2012.1285
54. Solutions for Radiation Medicine QA [Internet]. [cited 2023 Jun 14]. Available from: [https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user\\_upload/Online\\_Catalog/Radiation\\_Medicine\\_Cat\\_en\\_58721100\\_13/blaetterkatalog/index.html#page\\_18](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/Radiation_Medicine_Cat_en_58721100_13/blaetterkatalog/index.html#page_18)
55. Atomic and Nuclear Data [Internet]. [cited 2023 Jun 19]. Available from: <http://www.lnhb.fr/nuclear-data/nuclear-data-table/>
56. Grattan, K.T.V. and Sun, T. (2000) ‘Fiber Optic Sensor Technology: An overview’, *Sensors and Actuators A: Physical*, 82(1–3), pp. 40–61. doi:10.1016/s0924-4247(99)00368-4.
57. Plastic scintillating fibers [Internet]. [cited 2023 Jun 19]. Available from: <http://kuraraypsf.jp/>
58. Kim Y, Yoo H, Kim C, Lim KT, Moon M, Kim J, et al. Plastic scintillator for radiation dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*. 2015;170(1–4):187–90. doi:10.1093/rpd/ncv454
59. Hamamatsu, “Flat Panel Type Multianode PMT Assembly: H8500 Series/ H10966 Series”; 2011.
60. Saraiva JG, Wemans A, Maneira MJP, Maio A, Patriarca J. The aluminization of 600 K WLS fibers for the TileCal/Atlas/LHC. 2003 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (IEEE Cat No03CH37515). doi:10.1109/nssmic.2003.1352659