



**LUÍS MIGUEL DA
CONCEIÇÃO
MOUTINHO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DOSÍMETRO GAMA
PARA BRAQUITERAPIA**



**LUÍS MIGUEL DA
CONCEIÇÃO
MOUTINHO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DOSÍMETRO GAMA
PARA BRAQUITERAPIA**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso, Professor auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro.

o júri

presidente

Prof. Doutora Maria Helena Figueira Vaz Fernandes

professora associada do Departamento de Engenharia Cerâmica e Vidro da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Joaquim Marques Ferreira dos Santos

professor associado com agregação do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso

professor auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Doutor João Veloso por me ter acolhido no seu laboratório e pela oportunidade de integrar a sua equipa, traçando assim o rumo para a esta dissertação. Agradeço assim pela atenção e orientação, pelas excelentes condições que o laboratório oferece e pelo bom ambiente de trabalho e amizade que é cultivado.

Não sendo mais a investigação científica um trabalho solitário, quero agradecer a todos que comigo colaboraram de forma mais ou menos directa:

à equipa do DRIM lab, nomeadamente aos Mestres Ana Silva, Lara Carramate, Filipe Castro, Carlos Azevedo, Carlos Oliveira, Carlos Santos, Marco Peres, Doutor Daniel Covita e Lic. Fábio Pereira;

aos responsáveis pelas oficinas do Departamento de Física, Sr.'s Ivo, Miguel e Júlio;

à directora do Mestrado em Materiais e Dispositivos Biomédicos, Prof. Doutora Maria Helena Fernandes;

à minha família pelo apoio, em especial ao meu irmão Tiago pela ajuda e paciência na realização de algumas das ilustrações;

à Ana Picado por toda a ajuda, apoio e compreensão.

palavras-chave

Dosímetro, dosimetria, cintiladores, fibra óptica cintilante, cintilação, SiPM, MPPC, radiação gama, braquiterapia

resumo

A braquiterapia é um método radioterapêutico minimamente invasivo, onde são implantadas pequenas "sementes radioactivas" (com o tamanho de um grão de arroz) junto ao tumor ou no seu interior, minimizando assim a interação com os tecidos saudáveis adjacentes. Este tipo de intervenção permite reduzir o desconforto e os efeitos colaterais associados a outras técnicas. Usualmente, a dose absorvida é determinada por um dosímetro. Um dosímetro é um dispositivo capaz de fornecer uma leitura correspondente à dose depositada num volume sensível pela radiação ionizante. Os dosímetros mais básicos são detectores a 1D (1 dimensão) frequentemente baseados em propriedades radioluminescentes (RL), luminescência estimulada opticamente (OSL) e termoluminescentes (TLD). Os dosímetros disponíveis comercialmente são geralmente demasiado volumosos e têm propriedades radiológicas distintas dos tecidos biológicos, implicando o recurso a factores de correcção para correspondência da dose na água/tecido.

Os trabalhos desenvolvidos visam avaliar a viabilidade das fibras ópticas cintilantes na medição da dose absorvida, em especial em registos de baixa taxa de dose, como é o caso de algumas modalidades em braquiterapia. Para isso, numa situação de baixo nível de luz é necessário um fotodetector de elevado ganho e capacidade de detecção de fóton único. Nesse sentido, pretende-se avaliar os recentes fotomultiplicadores de estado sólido (SiPM), sendo os MPPCs (*Multi-Pixel Photon Counter*) um destes fotódodos de avalanche operando em modo Geiger.

Foi desenvolvido um protótipo inicial de um dosímetro com características interessantes. São apresentados os resultados preliminares.

keywords

Dosimeter, dosimetry, scintillators, scintillating fiber, SiPM, MPPC, gamma radiation, brachytherapy

abstract

Brachytherapy is a minimally invasive method for radiation therapy, by which small radioactive "seeds" (by the size of a grain of rice) are deployed near the tumor, minimizing the interaction with surrounding healthy tissues and reducing the intervention discomfort and side effects. Dosimeters are usually used for local absorbed dose determination. Some of the most common dosimeters, such as ionization chambers, silicon diodes, LiF (Thermo Luminiscent Dosimeters), film or diamond dosimeters, are usually bulky and have radiological properties distinct from biological tissues, implying correction factors for measured dose correspondence in water/tissue.

Usually, the absorbed dose is determined with an dosimeter, which is a device capable of providing a reading corresponding to the dose deposited in the sensitive volume by ionizing radiation. The dosimeters commercially available are generally too bulky and have different radiological properties of biological tissues, implying the use of correction factors to match the dose in water/tissue.

Current work aimed to evaluate the feasibility of scintillating optical fibers in the measurement of absorbed dose, especially in low dose rates, as is the case in some brachytherapy procedures. To quantify the low light level is required a photodetector with high gain single photon detection capability.

Accordingly, were evaluated the latest solid-state photomultiplier (SiPM), as the MPPCs (Multi-Pixel Photon Counter) which are avalanche photodiodes operating in Geiger mode.

An initial prototype of a dosimeter was developed showing some interesting features. Preliminary results are presented.

Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	v
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1. Radioterapia	1
1.2. Dosímetros em radioterapia	4
Capítulo 2 - Radiação e a sua interacção com a matéria	9
2.1. Introdução	9
2.2. Interacção da radiação com a matéria	12
Efeito fotoeléctrico	13
Efeito Compton	14
2.3. Coeficientes de interacção	15
2.4. Princípios gerais para a determinação da dose e calibração de dosímetros	16
Capítulo 3 - Cintiladores	19
3.1. Introdução	19
3.2. Cintiladores orgânicos	21
Capítulo 4 - Componentes para o protótipo do dosímetro	25
4.1. Sensores	25
4.2. Configuração do dosímetro com fibra óptica de plástico (POF) cintilante	26
4.3. Cintiladores orgânicos e fibras ópticas cintilantes em dosímetros	27
4.4. Guia de luz	31
Espectro de emissão e absorção	39
Atenuação com a distância	41
Atenuação devido a curvaturas na fibra	43
Influência dos fluidos biológicos na fibra	44
Stem-effect nas fibras guia	45
4.5. Fotodetectores	46
Contagem de fótons pelo MPPC - Geiger Mode ADP	49
Eficiência de detecção de fótons	51
Ruído nos MPPCs	53
Capítulo 5 - Protótipo desenvolvido	57
5.1. Configuração do protótipo	57
5.2. Circuito electrónico de leitura	58
5.3. Acoplamento óptico	59
5.4. Optimização	64
5.5. Avaliação da resposta para diferentes tamanhos da fibra cintilante	65
Capítulo 6 - Primeira avaliação ao protótipo e trabalho futuro	69
6.1. Comportamento do protótipo - estudos iniciais	69
6.2. Trabalho futuro	71
Capítulo 7 - Conclusão	73
Referências	75
Anexos	79

Lista de Figuras

FIGURA 1.1: EXEMPLOS DE MODELOS DA PRÓSTATA E RECTO VISUALIZANDO-SE A DISTRIBUIÇÃO DA DOSE DE ACORDO COM A POSIÇÃO DAS SEMENTES (CILINDROS REPRESENTADOS A VERDE) [7, 8].	3
FIGURA 1.2: ESQUEMA DO PROCEDIMENTO DE IMPLANTAÇÃO DAS SEMENTES LDR NA PRÓSTATA (ESQUERDA); DISPOSIÇÃO DAS SEMENTES RADIOACTIVAS IMPLANTADAS NUM PACIENTE (DIREITA) [10].	3
FIGURA 2.1: EXEMPLO TÍPICO DA ABSORÇÃO DE PARTÍCULAS ALFA (PAPEL) E BETA (FOLHA DE ALUMÍNIO) E ATENUAÇÃO DE RADIAÇÃO GAMA [25].	10
FIGURA 2.2: DOMÍNIO DE DIFERENTES PROCESSOS DE INTERACÇÃO EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FOTÕES E DA DENSIDADE DO MEIO [6, 28].	12
FIGURA 2.3: MECANISMOS DE ATENUAÇÃO DOS RAIOS GAMA NO CORPO HUMANO [29].	13
FIGURA 2.4: EFEITO FOTOELÉCTRICO [30].	14
FIGURA 2.5: EFEITO COMPTON (OU DISPERSÃO INCOERENTE) REPRESENTANDO A INTERACÇÃO DE UM FOTÃO COM UM ELECTRÃO DO ÁTOMO [30].	14
FIGURA 2.6: COEFICIENTES MÁSSICOS DE ATENUAÇÃO EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FOTÕES INCIDENTES EM TECIDOS MOLES [30].	16
FIGURA 2.7: GEOMETRIA E PARÂMETROS DO PROTOCOLO DA TG-43 PARA FONTES CILÍNDRICAS [2, 35].	17
FIGURA 3.1: DIAGRAMA DE ENERGIA TÍPICO DOS CINTILADORES ORGÂNICOS [38].	22
FIGURA 3.2: FOSFORESCÊNCIA EM CINTILADORES ORGÂNICOS [38].	22
FIGURA 3.3: ESQUEMA DE CINTILAÇÃO EM MATERIAIS DOPADOS COM VÁRIOS FLÚORES, ADAPTADO DE [40].	23
FIGURA 4.1: ESQUEMA TÍPICO DE APLICAÇÃO DE UM SENSOR [42].	26
FIGURA 4.2: ESTRUTURA DE UM DOSÍMETRO DE RADIAÇÃO BASEADO EM FIBRA ÓPTICA CINTILANTE.	26
FIGURA 4.3: ESPECTRO DE EMISSÃO DA FIBRA CINTILANTE BCF-12, SAINT-GOBAIN [39].	29
FIGURA 4.4: FIBRA BCF-12 ILUMINADA COM LUZ BRANCA.	29
FIGURA 4.5: ESQUEMA DO APARATO EXPERIMENTAL.	30
FIGURA 4.6: RESPOSTA DAS FIBRAS SC E MC QUANDO IRRADIADAS POR FONTES DE Co-57 e Cs-137.	30
FIGURA 4.7: COEFICIENTES MÁSSICOS DE ATENUAÇÃO E DE ABSORÇÃO DE ENERGIA PARA DIFERENTES MATERIAIS, PARA RAIOS-X ADAPTADO DE [61].	31
FIGURA 4.8: ESPECTRO DE ATENUAÇÃO DE POFs EM PMMA, PC (EM CIMA) E PS (EM BAIXO) [62].	32
FIGURA 4.9: ESQUEMA DE ABSORÇÃO E EMISSÃO NUMA FIBRA WLS, ADAPTADO DE [40].	33
FIGURA 4.10: CONE DE CHERENKOV [46].	34
FIGURA 4.11: DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO DOSÍMETRO DE CINTILAÇÃO COM NÚCLEO DE AR [67].	35
FIGURA 4.12: INTENSIDADE RELATIVA DA LUZ DE CHERENKOV CAPTURADA EM FUNÇÃO DO ÍNDICE DE REFRACÇÃO E DA ABERTURA NUMÉRICA DO GUIA DE LUZ [46].	36
FIGURA 4.13: PERFIL DE UMA FIBRA STEP-INDEX [62].	37
FIGURA 4.14: ASPECTO DE UMA FIBRA ÓPTICA DE PLÁSTICO APÓS O CORTE COM UM ALICATE DE CORTE.	38
FIGURA 4.15: ETAPAS DO POLIMENTO EM TRÊS PASSOS, COM LIXA COM GRÃO 1000, 600 e 3 µm.	38
FIGURA 4.16: TRANSMISSÃO NA FIBRA DE PMMA, CORRIGIDO RELATIVAMENTE AO ESPECTRO DA LÂMPADA.	39
FIGURA 4.17: ESPECTRO DE ABSORÇÃO E EMISSÃO DA FIBRA BCF-91A DA SAINT-GOBAIN [39].	39

FIGURA 4.18: TRANSMISSÃO NA FIBRA FIBRA BCF-91A, ESPECTRO CORRIGIDO RELATIVAMENTE AO ESPECTRO DA LÂMPADA.....	40
FIGURA 4.19: ANÁLISE PLE PARA A FIBRA BCF-91A.....	41
FIGURA 4.20: MÉTODO <i>CUT-BACK</i> [62].....	42
FIGURA 4.21: APARATO EXPERIMENTAL PARA ESTUDO DA ATENUAÇÃO NA FIBRA.....	42
FIGURA 4.22: ESQUEMA ILUSTRANDO O MOVIMENTO DO LED EM RELAÇÃO AO PMT.....	42
FIGURA 4.23: APARATO EXPERIMENTAL PARA ESTUDO DA ATENUAÇÃO NA FIBRA.....	43
FIGURA 4.24: ESTUDO DA ATENUAÇÃO COM A DISTÂNCIA PARA A FIBRA BCF-91A DA SAINT-GOBAIN.....	43
FIGURA 4.25: ESQUEMA DO APARATO EXPERIMENTAL.....	45
FIGURA 4.26: RESPOSTA DAS FIBRAS BCF-91A E AGILENT PMMA QUANDO IRRADIADAS POR Co-60 E Cs-137.....	46
FIGURA 4.27: ESTRUTURA DE UM TUBO FOTOMULTIPLICADOR [38].....	47
FIGURA 4.28: MPPCs, COM DIFERENTES <i>PACKAGES</i> (AO CENTRO) E PORMENOR DA ÁREA DE DETECÇÃO (À DIREITA) [74].....	48
FIGURA 4.29: PÍXEL DE UM MPPC [74].....	50
FIGURA 4.30: CIRCUITO DE QUENCHING (ESQ.) E PROCESSO GEIGER-MODE, ESQUEMA DE DESCARGA E RECUPERAÇÃO DA CÉLULA (DIR.) [74].....	50
FIGURA 4.31: ACTIVACÃO SIMULTÂNEA DE VÁRIOS PÍXIS DO MPPC [74].....	51
FIGURA 4.32: PDE INCLUINDO EFEITOS DE <i>AFTERPULSE</i> E <i>CROSS-TALK</i> [74].....	52
FIGURA 4.33: PORMENOR DA ÁREA DE DETECÇÃO DE UM MPPC [74].....	53
FIGURA 4.34: CONDENSAÇÃO NO SISTEMA DE ARREFECIMENTO PARA O MPPC.....	54
FIGURA 4.35: VARIAÇÃO DAS CONTAGENS NO ESCURO EM FUNÇÃO DA TENSÃO DE POLARIZAÇÃO A 22 °C (À ESQUERDA) E DA TEMPERATURA MANTENDO O GANHO DO MPPC CONSTANTE (À DIREITA).....	54
FIGURA 5.1: COMPONENTES DO DOSÍMETRO.....	57
FIGURA 5.2: ESQUEMA DA ELECTRÓNICA ANALÓGICA DESENVOLVIDA.....	58
FIGURA 5.3: PORMENOR DO ESQUEMA DA PLACA (EM CIMA) E DA PCB ANTES DE FURADA E MONTADOS OS COMPONENTES.....	58
FIGURA 5.4: AUMENTO DO TEMPO DE DECAIMENTO DO PULSO COM O AUMENTO DA CONSTANTE DE INTEGRAÇÃO E RESPECTIVA RESPOSTA ESPECTRAL.....	59
FIGURA 5.5: TAXA DE CONTAGENS PARA DIFERENTES ACOPLAMENTOS.....	62
FIGURA 5.6: ACOPLAMENTO FIBRA CINTILANTE ÀS DIFERENTES FIBRAS GUIA.....	62
FIGURA 5.7: FIBRA CINTILANTE ACOPLADA A FIBRAS BCF-91A (F1 E F2) E FIBRAS DE PMMA (F3 E F4) E COM DIFERENTES ACOPLAMENTOS.....	63
FIGURA 5.8: COMPARAÇÃO NA CONTRIBUIÇÃO PARA O <i>STEM-EFFECT</i> PELAS FIBRAS GUIA.....	63
FIGURA 5.9: PEÇAS PARA O ACOPLAMENTO DA FIBRA ÓPTICA AO MPPC.....	64
FIGURA 5.10: PERDA DE LUZ DE CINTILAÇÃO (ESQUERDA) E AUMENTO DA EFICIÊNCIA USANDO UM MATERIAL REFLECTOR NA EXTREMIDADE DA FIBRA CINTILANTE (À DIREITA).....	64
FIGURA 5.11: APARATO EXPERIMENTAL PARA O ESTUDO.....	65
FIGURA 5.12: DIFERENÇAS NA REFLEXÃO DA LUZ DE CINTILAÇÃO NA EXTREMIDADE DA FIBRA POR DIFERENTES MATERIAIS.....	65
FIGURA 5.13: ESQUEMA DO APARATO USADO.....	66
FIGURA 5.14: ESPECTRO DE CINTILAÇÃO COM Cs-137, AQUISIÇÃO COM MPPC.....	66
FIGURA 5.15: ESQUEMA DO APARATO USADO.....	66
FIGURA 5.16: RESPOSTA ESPECTRAL PARA Co-57 E Cs-137 PARA VÁRIOS TAMANHOS DA FIBRA CINTILADORA QUANDO ACOPLADA A UM PMT.....	67
FIGURA 5.17: ESPECTROS DE CINTILAÇÃO OBTIDOS COM O MPPC OPERANDO A 10 °C.....	68
FIGURA 6.1: CORRENTE NO MPPC ORIGINADA PELA LUZ DE CINTILAÇÃO SOB O EFEITO DE RAIO-X DE DIFERENTES ENERGIAS.....	70
FIGURA 6.2: AUMENTO DE CORRENTE NO MPPC ORIGINADA PELA LUZ DE CINTILAÇÃO COM A DOSE.....	70

Lista de Tabelas

TABELA 1.1: CLASSIFICAÇÃO DAS MODALIDADES EM BRAQUITERAPIA DE ACORDO COM A TAXA DE DOSE [5, 6].	2
TABELA 1.2: VANTAGENS E DESVANTAGENS DOS ACTUAIS DOSÍMETROS DE RADIAÇÃO. ADAPTADO DE [23] E [6].	6
TABELA 2.1: CARACTERÍSTICAS DOS DIFERENTES TIPOS DE RADIAÇÃO [6].	9
TABELA 2.2: DADOS REFERENTES AOS PRINCIPAIS RADIONUCLÍDEOS COM APLICAÇÃO EM RADIOTERAPIA E DIAGNÓSTICO [4][T6].	11
TABELA 2.3: ESQUEMAS DE DECAIMENTO PARA NUCLÍDEOS TÍPICAMENTE USADOS EM RADIOTERAPIA.	11
TABELA 2.4: RESUMO DAS QUANTIDADES DOSIMÉTRICAS E UNIDADES [2].	18
TABELA 3.1: PRINCIPAIS CINTILADORES ORGÂNICOS	21
TABELA 3.2: RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS DE UM CINTILADOR IDEAL	23
TABELA 4.1: CARACTERÍSTICAS PARA CARACTERIZAÇÃO DE UM SENSOR	26
TABELA 4.2: ATENUAÇÃO TEÓRICA DE DIFERENTES POLÍMEROS [62].	32
TABELA 4.3: CARACTERÍSTICA DAS FIBRAS ESTUDADAS [39, 68].	37
TABELA 4.4: CONFIGURAÇÃO DAS FIBRAS USADAS NO ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA CURVATURA NA ATENUAÇÃO DO SINAL.	44
TABELA 4.5: COMPOSIÇÃO DO SBF [70].	45
TABELA 4.6: VARIAÇÃO NA RESPOSTA DAS FIBRAS SUBMETIDAS A UM SBF.	45
TABELA 4.7: MPPCs DA HAMAMATSU, JAPÃO [74].	49
TABELA 4.8: EFICIÊNCIA DE DETECÇÃO PARA MPPCs METÁLICOS COM DIFERENTE NÚMERO DE PÍXEIS [74].	52
TABELA 4.9: COMPARAÇÃO ENTRE PMTs E MPPCs	55
TABELA 5.1: PARÂMETROS ASSOCIADOS À PERDA DE SINAL NO ACOPLAMENTO ENTRE FIBRAS E FIBRA-FOTODETECTOR [62].	60
TABELA 5.2: IDENTIFICAÇÃO DAS FIBRAS PARA O ESTUDO DO ACOPLAMENTO.	61
TABELA 5.3: VALORES OBTIDOS PARA A CINTILAÇÃO COM Cs-137 E Co-57, AQUISIÇÃO COM PMT.	67
TABELA 5.4: FONTES DE RADIAÇÃO USADAS NO ESTUDO DO DESEMPENHO DO MPPC A 10 °C.	68

Capítulo 1

Introdução

1.1. Radioterapia

A radioterapia consiste na aplicação de fótons ou partículas de elevada energia no tratamento de doenças oncológicas. Esta pode ser dividida em dois grandes grupos: a radioterapia de feixe externo (*External Beam Radiotherapy* - EBRT) e a braquiterapia. Apesar de ambas as modalidades apresentarem bons resultados, a radioterapia externa é a mais praticada na maioria das situações clínicas. Com os novos desenvolvimentos tecnológicos tem-se verificado a crescente valorização da radioterapia através da implementação de novas técnicas terapêuticas tais como a cirurgia estereotáxica, braquiterapia intravascular, radioterapia intra-operatória (IORT) e a radioterapia de dose modulada (IMRT - *Intensity Modulated Radiation Therapy*) na qual a dose é previamente determinada com base em imagens obtidas por Tomografia Computorizada (TC).

O tratamento do cancro da próstata apresenta-se sob diferentes modalidades de acordo com a especificidade de cada caso. Esses tratamentos são geralmente [1]:

- radioterapia de feixe externo (EBRT - *External Beam Radiotherapy*)
- braquiterapia
- prostatectomia (remoção cirúrgica da próstata)
- terapia hormonal
- quimioterapia

Os tratamentos por braquiterapia podem diferir na forma de fornecimento da radiação e na dose fornecida ao paciente [2]. De acordo com forma de fornecimento da radiação, os principais tipos de braquiterapia são a intersticial, intracavitária e a superficial. Na braquiterapia superficial as fontes de radiação estão geralmente em contacto com a pele (e.g. em tratamentos de cancro da pele) [3]. Em braquiterapia intracavitária as fontes de radiação são colocadas temporariamente nas cavidades do corpo do paciente próximas da região onde se encontra o tumor (e.g. em tratamentos do colo do útero, esófago e recto). A braquiterapia intersticial consiste na implantação definitiva ou temporária (alguns minutos, horas, dias ou até meses) de radiação no interior do tumor e/ou na região circundante. A braquiterapia intersticial é comum em tratamentos de cancro da próstata, língua ou mama [4]. Em termos da taxa de dose (radiação absorvida por unidade de tempo) e de acordo com a ICRU (*International Commission on Radiation Units*), a braquiterapia pode ser classificada como sendo de baixa, média ou elevada taxa de dose (Tabela 1.1) [5]:

Tabela 1.1: Classificação das modalidades em braquiterapia de acordo com a taxa de dose [5, 6].

Designação (ICRU)	Taxa de dose
Baixa taxa de dose (LDR - <i>low dose rate</i>)	< 2 Gy/h
Média taxa de dose (MDR - <i>medium dose rate</i>)	entre 2 a 12 Gy/h
Elevada taxa de dose (HDR - <i>high dose rate</i>)	> 12 Gy/h

Valores aproximados: LDR 10 Gy/d, MDR 10Gy/h; HDR 10 Gy/min [5]

O tratamento do cancro da próstata pode ser via braquiterapia-HDR (*high dose rate*) ou – LDR (*low dose rate*) de acordo com o risco que o tumor representa. De um modo geral, o tratamento de tumores de baixo risco é realizado por braquiterapia-LDR. Para além da taxa de dose, os tratamentos diferem no período de permanência das fontes de radiação no corpo do paciente, podendo ser temporária ou definitiva.

A confinção das sementes radioactivas ao interior e proximidade do tumor permite reduzir em grande medida o dano em tecidos vizinhos saudáveis e órgãos como a bexiga e o recto, reduzindo assim complicações urinárias e disfunções sexuais. Desenvolvendo-se um modelo tridimensional do tumor é possível otimizar a posição ideal das sementes e a distribuição da dose (Figura 1.1).

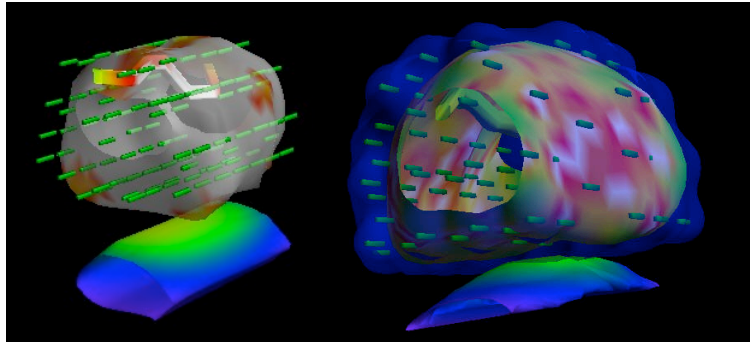


Figura 1.1: Exemplos de modelos da próstata e recto visualizando-se a distribuição da dose de acordo com a posição das sementes (cilindros representados a verde) [7, 8].

A intervenção cirúrgica consiste na deposição de material radioactivo, geralmente de iodo ($I-125$), paládio ($P-103$) ou céσιο ($Cs-137$) [2]. As fontes radioactivas têm, geralmente, a forma de pequenas “sementes” (com a dimensão aproximada de um grão de arroz) ou pequenos fios metálicos contendo material radioactivo. De um modo geral, o número de sementes depositadas pode ir das 40 às 200 sementes, (Figura 1.2, à direita), depositando uma dose de radiação na próstata de 145 Gy, aproximadamente [9]. Alguns meses após a intervenção, o nível de radiação emitido pelas fontes implantadas será praticamente nulo, podendo as sementes permanecer no corpo sem qualquer complicação.

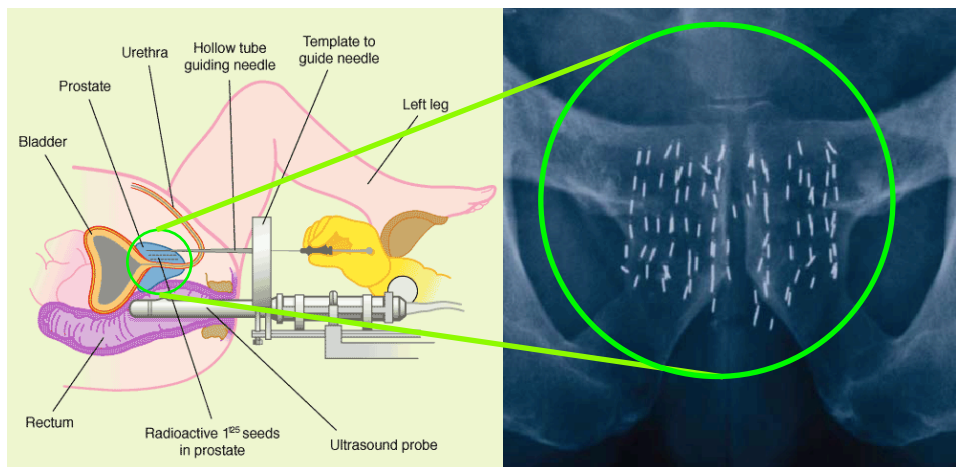


Figura 1.2: Esquema do procedimento de implantação das sementes LDR na próstata (esquerda); Disposição das sementes radioactivas implantadas num paciente (direita) [10].

Quando a deposição das fontes radioactivas é permanente, é extremamente importante assegurar a precisão da posição dessas fontes. Após estas intervenções é necessário avaliar se a distribuição da dose está de acordo com o tratamento planeado [10]. Esta análise pós-operatória pode não ser bem sucedida, uma vez que as opções para determinação da dose nem sempre são satisfatórias. Para assegurar a qualidade do tratamento, a determinação da dose pode ser feita com recurso a um dosímetro. A determinação da dose a que uma região tratada está sujeita, numa dada altura, não é trivial. As soluções comercialmente disponíveis são limitadas e com elevado custo, não satisfazendo

muitos dos requisitos desejáveis em dosimetria, e.g. as grandes dimensões que alguns dosímetros podem apresentar, aumentando assim o desconforto do paciente.

1.2. Dosímetros em radioterapia

Em certas situações, tais como em braquiterapia, é clara a vantagem do uso de um dosímetro *in vivo* que possibilite, em tempo real, a determinação da dose a que o tumor e tecidos circundantes estão sujeitos. A dosimetria de radiação é um campo da detecção de radiação dedicado à determinação quantitativa das alterações físicas que ocorrem na matéria quando exposta a radiação ionizante [11]. Nessa perspectiva, o objectivo da dosimetria de radiação é quantificar a quantidade de energia que é depositada na matéria pela interacção com radiação ionizante [11]. Então, pode-se definir um dosímetro como um dispositivo capaz de fornecer uma leitura correspondente à dose depositada num volume sensível pela radiação ionizante [12]. Os dosímetros mais básicos são detectores a 1D (1 dimensão) frequentemente baseados em propriedades radioluminescentes (RL), luminescência estimulada opticamente (OSL) e termoluminescentes (TLD), com base em diversos materiais: ar (câmaras de ionização), díodos de silício, díodos de diamante, LiF (TLD), dosímetros de filme, MOSFET, etc.

As câmaras de ionização são o padrão primário na calibração de feixe de radiação em radioterapia [6], no entanto e apesar da sua excelente precisão, estes dispositivos tornam-se demasiado volumosos para aplicação como dosímetro em radioterapia uma vez que o dosímetro, devido à sua dimensão, pode significativamente falsear ou distorcer a medição da dose [13]. Ainda assim as câmaras de ionização são amplamente usadas para determinação da exposição à radiação e da dose absorvida [11]. Para além destes, em radioterapia os dosímetros mais comuns na determinação da taxa de dose são os TLDs, sendo dosímetros de reduzido custo [11]. Outros dosímetros comuns são os díodos e os dosímetros de filme radiográfico [14, 15]. Os filmes radiográficos também apresentam excelente precisão mas não permitem uma leitura em tempo real constituindo uma desvantagem em radioterapia.

Os MOSFET são semicondutores, podendo por isso sofrer dano pela radiação devido ao aumento da tensão limiar (*threshold*). Este aumento do limiar depende também do aumento da dose absorvida. Estes detectores são considerados, de um modo geral, como detectores em tempo real, mas na verdade a variação na tensão limiar é determinada após irradiação.

Outro tipo de dosímetros são os constituídos por díodos. Os díodos são também semicondutores que, quando sujeitos a radiação ionizante produzem electrões livres e lacunas, sendo o número destes pares electrão-lacuna proporcional à energia da radiação incidente no semicondutor. Estes dispositivos têm a vantagem de permitir uma leitura em tempo real, sendo no entanto ligeiramente volumosos.

Os dosímetros de diamante são muito precisos mas extremamente caros, tendo um custo aproximadamente seis vezes superior a um dosímetro de câmara de ionização [14]. Apresentam elevada resolução espacial e elevada precisão, sendo equivalentes à água. Contudo até à data não há nenhuma solução comercial que possibilite a sua aplicação *in-vivo* devido a serem dispositivos volumosos e de construção rígida [16].

Actualmente os estudos em dosimetria para radioterapia incidem sobretudo em materiais OSL (*optically stimulated luminescence*) com base em cristais de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ [17-20] ou em cristais de quartzo dopados com Cu^{+1} [21], em MOSFET e em materiais radioluminescentes (RL) como os cintiladores orgânicos. Recentemente foi reportada pela primeira vez a viabilidade de um dosímetro baseado nas propriedades radioluminescentes do $\text{Mg}_2\text{SiO}_4\text{-Tb}$ [22].

De um modo geral, os dosímetros anteriormente referidos apresentam várias limitações: restringem a informação pontual [15] e têm propriedades radiológicas distintas das dos tecidos biológicos (que em muitos casos se pode aproximar à água). Desta forma, a dose medida tem que ser corrigida para a correspondente dose equivalente à água. Este procedimento pode ser aplicado quando a condição de “equilíbrio eléctrico” ou equilíbrio de partículas carregadas (CPE - *charged particle equilibrium*) é atingido [12]. No entanto, em regiões de grande acumulação de carga estas medições podem ser problemáticas. Quando o CPE não é verificado, é necessário conhecer o espectro em todos os pontos para proceder à correcção da dose medida [14]. Para além disso, estes dosímetros apresentam outras desvantagens implicando a necessidade de correcções para determinação da dose ou impossibilitando a leitura em tempo real. Na Tabela 1.2 é apresentado um resumo das principais tecnologias usadas na dosimetria de radiação.

Tabela 1.2: Vantagens e desvantagens dos actuais dosímetros de radiação. Adaptado de [23] e [6].

Tipo de dosímetro	Vantagens	Desvantagens
Câmaras de ionização	rápidos e estáveis. medições directas. pode ser usado como referência	volumosos baixa eficiência dispendiosos
Díodos	pequena dimensão medição em tempo-real baixo custo	não são tecido equivalente sensibilidade varia com a temperatura efeito direccional dependência com a taxa de dose
MOSFET	muito pequenos medição instantânea memorização da dose boa resolução espacial pequeno efeito direccional	não são tecido equivalente; muito caros; tempo de vida reduzido devido à acumulação de dose
Diamante	tecido equivalente resistente a danos por irradiação sem efeito direccional pequeno volume	muito caros; necessidade de pré-irradiação antes do uso; dependência em energia; ligeira dependência com a temperatura;
TLDs	tamanho reduzido boa linearidade na gama de doses clínicas baixo custo	não permitem leitura em tempo real <i>fading</i> [23] perda de sensibilidade com o tempo calibração antes de cada uso
OSL	estáveis sem efeitos direccionais independência da taxa da dose	efeito de Cherenkov (ruído) leitura por laser
Filme radiográfico	medição em 2D boa resolução espacial informação permanente baixo custo	não é instantâneo não é linear necessita calibração antes de cada utilização
Cintiladores plásticos	muito pequenos boa sensibilidade boa resolução espacial independência da taxa de dose baixo custo leitura rápida e directa	efeito de Cherenkov (ruído)
Cintiladores inorgânicos	mais lentos que os cintiladores orgânicos baixo custo	dependência com a temperatura
Fibra óptica	sem efeito direccional sensibilidade e linearidade tecido equivalente	má resolução espacial efeito de Cherenkov (ruído)

O dosímetro ideal em braquiterapia deverá satisfazer certas condições, como por exemplo:

- elevada sensibilidade
- água equivalente, tecido equivalente
- independência da taxa da dose
- independência da energia [14]
- linearidade com a dose
- elevada resolução espacial [14]
- reduzidas dimensões permitindo ser inserido no corpo
- reduzidas dimensões para medições de dose precisas em regiões de elevado gradiente de dose se for suficientemente pequeno, a presença ou ausência de CPE torna-se irrelevante [14]
- leitura em tempo real
- independência angular
- não causar perturbações no campo de radiação que está a ser medido
- resistência ao dano por radiação
- independência com a temperatura [24]

Sendo assim, o principal objectivo deste trabalho é desenvolver o protótipo de um dosímetro baseado em fibras ópticas cintilantes. Pretende-se avaliar a viabilidade destas fibras para medição da taxa de dose, particularmente em registos de baixa taxa de dose, como é o caso de algumas modalidades em braquiterapia. Nesta situação, a intensidade de luz de cintilação é extremamente reduzida pelo que é necessário o uso de fotodetectores de elevado ganho e modo de operação por contagem de fóton único. Uma alternativa recente são os SiPM ou fotomultiplicadores de silício, que serão igualmente testados no âmbito deste trabalho.

No capítulo seguinte será feita uma abordagem à forma de terapia com radiação, caracterizando sucintamente as principais fontes de radiação usadas em braquiterapia, procurando ilustrar no Capítulo 3 os principais processos de interacção entre a radiação e a matéria e em que medida se poderá tirar partido dessas interacções para o desenvolvimento de um dosímetro adequado a braquiterapia.

No Capítulo 4 e seguintes são apresentados os resultados dos estudos realizados aferindo as principais características das componentes e protótipo desenvolvido.

Capítulo 2

Radiação e sua interacção com a matéria

2.1. Introdução

O tratamento do cancro por radioterapia tem como finalidade matar as células cancerígenas, para isso é usada radiação de elevada energia para danificar o DNA dessas células. No entanto a radiação pode também danificar tecidos saudáveis. Em radioterapia podem ser usados raio-X, raios gama ou partículas carregadas. Como vimos no capítulo anterior, um dos métodos de fornecimento de radiação em radioterapia consiste no uso de material radioactivo colocado na região próxima ao tumor. As fontes de radiação podem produzir diferentes tipos de radiação (Tabela 2.1).

Tabela 2.1: características dos diferentes tipos de radiação [6].

Radiação	Símbolo	Massa em repouso (MeV/C ²)	Carga eléctrica	Velocidade de propagação no vazio
Partículas alfa	α	3700	+2	relativamente lenta
Electrão	e^- , β^-	0,511	-1	$< 3 \times 10^8$ m/s
Positrão	e^+ , β^+	0,511	+1	
Fotões gama/ raio-X	γ r-X	sem massa em repouso	não tem	3×10^8 m/s

As partículas α e β têm pouca aplicação terapêutica devido à fraca capacidade de penetração nos tecidos (Figura 2.1), sendo geralmente da ordem dos μm para as α e dos mm para as β .

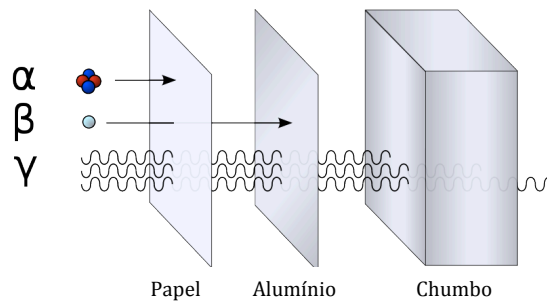


Figura 2.1: Exemplo típico da absorção de partículas alfa (papel) e beta (folha de alumínio) e atenuação de radiação gama [25].

Contrariamente às partículas carregadas cuja interação com a matéria é significativa devido às interações de Coulomb, diz-se que os raios gama são fotões “transparentes” devido à sua menor interação com a matéria, pois não têm massa nem são carregados electricamente. A capacidade de penetração da radiação gama depende essencialmente da energia e da densidade do meio absorvente. Para o tecido biológico a capacidade de penetração (x) de um feixe monoenergético de fotões é da ordem dos cm , traduzindo-se numa atenuação de forma exponencial como resultado da relação entre o número de fotões incidentes (N_0) e os transmitidos (N) sem qualquer interação através do material com espessura x .

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Eq. 2.1})$$

onde μ corresponde à fracção de fotões removidos do feixe monoenergético por unidade de espessura do material, sendo designado por coeficiente de absorção e é característico do material absorvente e da energia do fotão [26]. Assim, os coeficientes de interação são importantes para caracterizar a interação de um dado feixe de fotões com diferentes materiais. Antes de retomar a este tema, é útil perceber que tipo de radiação é usada em braquiterapia e discutir alguns dos processos de interação dos fotões.

A actividade de uma fonte radioactiva é expressa pelo número de decaimentos por unidade de tempo. Em termos de taxa de decaimento, 1 Curie (Ci) corresponde a $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações por segundo. Outra unidade de actividade frequente é o Becquerel que corresponde a 1 desintegração por segundo. As unidades para dose absorvida são o rad sendo a unidade SI é o gray (Gy) ($1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$).

Na Tabela 2.2 estão indicados os principais radionuclídeos usados em radioterapia. São também indicadas as energias dos fotões emitidos, tempo de meia vida e atenuação pelo chumbo.

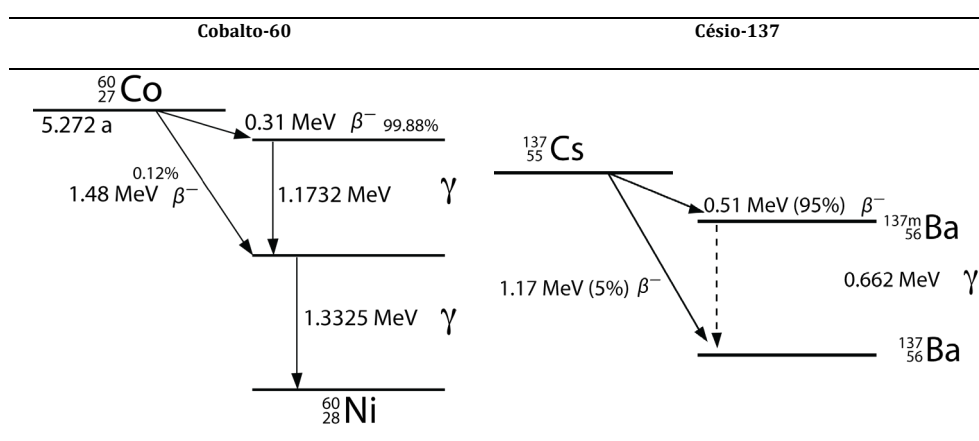
Tabela 2.2: Dados referentes aos principais radionuclídeos com aplicação em radioterapia e diagnóstico [2, 4].

Radionuclídeo	Decaimento	$\tau_{1/2}$	γ		HVL		Implante
			Energia média /MeV	Energia fóton min. máx.	Atenuação /mm Pb		
Co-60	β^-	5,27 a	1,253	0,347 2,159	12	Temporário	
Cs-137	β^-	30,07 a	0,662	0,032 0,0662	7	Temporário	
Au-198	β^-	2,695 d	0,415	0,069 1,088	2,8	Permanente	
Ir-192	β^- EC	73,81 d	0,372	0,061 1,378	3,0	Temporário	
I-125	EC	59,41 d	0,035	0,027 0,035	0,025	Permanente ou temporário	
Pd-103	EC	16,99 d	0,137	0,020 0,497	0,008	Permanente	

$\tau_{1/2}$:meia vida, a-anos d-dias; HVL: half value layer

Em braquiterapia as fontes de radiação mais usadas são sementes de Iodo-125 (145 Gy como monoterapia) ou paládio-103 (135 Gy como monoterapia), tubos de Césio-137 e fios de Irídio-192. Estas fontes diferem essencialmente na energia de emissão e tempo de meia-vida. A gama de energias vai dos emissores de baixa energia, tais como I-125 e Pd-103 até à ordem dos MeV para emissores de maior energia tais como o Ir-192, Cs-137 e Co-60 [2]. Os raios gama podem ter origem nuclear ou em reacções de aniquilação entre matéria e anti-matéria [2]. Na Tabela 2.3 estão representados os esquemas de decaimento para o cobalto-60 e o césio-137, estando também indicadas as energias associadas aos decaimentos e aos mecanismos mais prováveis.

Tabela 2.3: Esquemas de decaimento para nuclídeos tipicamente usados em radioterapia.



2.2. Interação da radiação com a matéria

2.2.1. introdução

A detecção de radiação por parte de qualquer detector baseia-se nos processos físicos associados à interação da radiação com a matéria [27]. No entanto, como é o caso de um dosímetro para braquiterapia, pretende-se quantificar a radiação numa dada região, região essa onde se encontra a neoplasia. Como foi já referido, os fótons são designados por partículas indirectamente ionizantes, uma vez que a deposição da sua energia na matéria dá-se por um processo com duas etapas. Inicialmente dá-se a transferência de energia dos fótons incidentes em energia cinética dos electrões secundários e posteriormente a dissipação dessa energia cinética no meio absorvente [2]. Um fóton poderá interagir com um electrão fortemente ligado (efeito fotoeléctrico, dispersão coerente), com o campo do núcleo (produção de pares) ou com um electrão livre (dispersão incoerente) [6]. Durante estes processos o fóton pode ser extinto (efeito fotoeléctrico e produção de pares) ou pode ser dispersado coerentemente (dispersão de Rayleigh) ou incoerentemente (dispersão ou efeito Compton). A interacção radiação-matéria será mais significativa com o aumento da probabilidade de interacção, ou seja, a interacção resulta em grande medida da energia do fóton e das propriedades do meio absorvente tais como a densidade e número atómico (Z) (Figura 2.2) [6]. A dispersão de Rayleigh ou dispersão coerente ocorre quando um fóton X ou gama interage coerentemente com todos os electrões de um dado átomo [26], mas durante este processo não há qualquer ionização do átomo ou perda de energia pelo fóton e apenas a direcção de propagação do fóton é alterada. Este efeito é mais evidente para fótons de energias na ordem das centenas de keV, sendo também mais relevante em meios de elevado Z [26], por essa este tipo de dispersão é de menor relevância comparativamente aos abordados anteriormente.

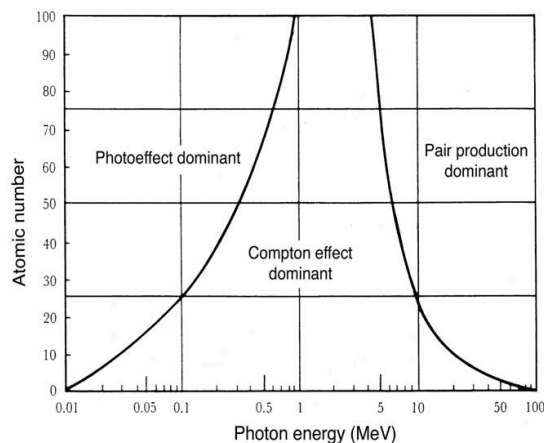


Figura 2.2: Domínio de diferentes processos de interacção em função da energia dos fótons e da densidade do meio [6, 28].

Considerando o intervalo de energias normalmente aplicadas em braquiterapia (Tabela 2.2 e Figura 2.2) o efeito fotoeléctrico e efeito de Compton são os dois processos com maior interesse em braquiterapia (Figura 2.3) [2].

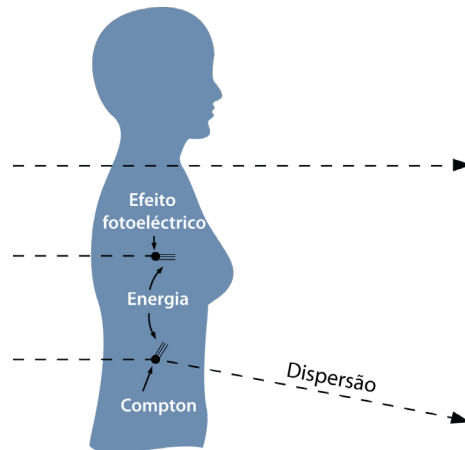


Figura 2.3: Mecanismos de atenuação dos raios gama no corpo humano [29].

Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é o efeito dominante para fótons de baixa energia, tipicamente inferiores a 0,1 MeV, sendo este o efeito mais significativo para baixos Zs e logo, para o tecido biológico ou água (Figura 2.2). O efeito fotoelétrico resulta da interação de um fóton com um elétron fortemente ligado. Desta colisão resulta a transferência de toda a energia do fóton (E) para o elétron situado numa certa orbital do átomo. Este elétron é conhecido como fotoelétron.

Depois de removido o elétron da orbital de energia $E_{\text{ligação}}$, a restante energia do fóton é traduzida sob a forma de energia cinética (E_C) ao elétron removido. Assim a energia cinética do elétron será igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron na orbital onde se encontrava, vindo então:

$$E_{\text{cinética}} = E_{\text{fóton}} - E_{\text{ligação}} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

Caso o fotoelétron possua energia suficiente, este poderá produzir ionizações adicionais e a excitação de orbitais atômicas originando radiação secundária.

Após a interação do fóton com o elétron e consequente emissão do fotoelétron, o átomo encontra-se num estado excitado, com uma lacuna na orbital de onde foi removido o elétron. Seguidamente o átomo retoma à sua configuração mais estável e a energia correspondente à $E_{\text{ligação}}$ é libertada na forma de raio-X característico e/ou um elétron de Auger (Figura 2.4) [2]. A probabilidade de emissão de raio-X característicos diminui à medida que o número atômico do meio absorvente diminui, por essa razão este processo não ocorre com frequência para as energias de fótons para diagnóstico em tecidos moles [30].

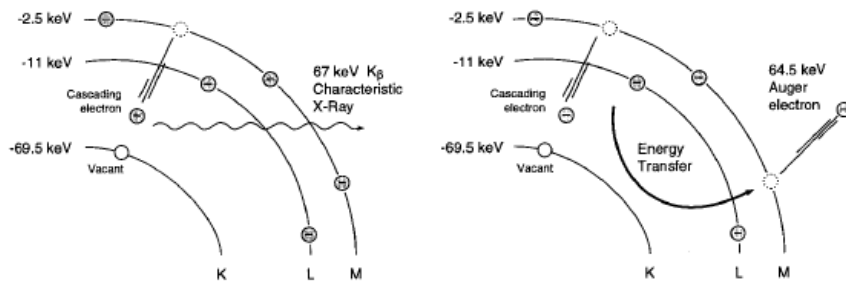


Figura 2.4: Efeito fotoelétrico [30].

A probabilidade de ocorrência de fotoabsorção é maior para os elétrons da camada K, sendo estes os mais importantes da gama de energias para braquiterapia [2].

Efeito Compton

Contrariamente ao efeito fotoelétrico, neste caso ao interagir com um elétron o fóton X ou gama incidente transfere para o elétron apenas uma parte da sua energia, resultando deste processo a dispersão do fóton. O déficit de energia no fóton dispersado corresponde à energia transferida para o elétron de recuo no processo de interação. O elétron removido ao átomo pode adquirir uma energia considerável, existindo a probabilidade deste elétron livre produzir uma segunda ionização e excitação antes de voltar ao repouso [6, 31]. Assim, o fóton γ sofre um desvio relativamente à direcção de propagação inicial, podendo emergir do material ou interagir novamente com outro elétron, perdendo energia em cada interacção [26]. O fóton disperso terá, conseqüentemente, maior comprimento de onda (menor energia) que o fóton incidente. Com a sequência de interacção o fóton dispersado vai perdendo energia, tornando-se maior a probabilidade de ocorrer efeito fotoelétrico ou dispersão de Rayleigh.

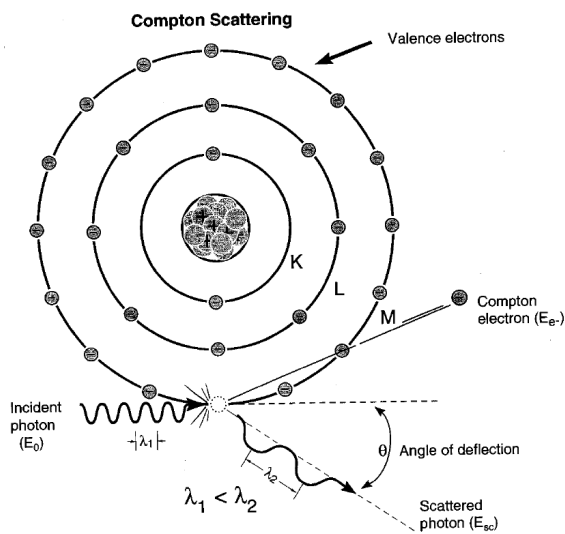


Figura 2.5: Efeito Compton (ou dispersão incoerente) representando a interação de um fóton com um elétron do átomo [30].

A relação entre a energia transferida para o electrão e o ângulo de dispersão é dada pela expressão [26]:

$$hv' = \frac{hv}{1 + hv/m_0c^2(1 - \cos\theta)} \quad (\text{Eq. 2.3})$$

Verifica-se que a pequenos ângulos correspondem transferências de baixa energia. A dispersão de Compton é considerada como um processo inelástico apesar da descrição cinemática ser a de uma colisão elástica [27].

2.3. Coeficientes de interação

A absorção fotoelétrica e a dispersão coerente e incoerente são interações independentes. A probabilidade da sua interação com a matéria pode ser descrita em termos dos coeficientes de interação [2]. Estes coeficientes descrevem a transmissão de radiação, transferência de energia e deposição de energia na matéria.

Coefficientes de atenuação

Para um feixe de fótons monoenergéticos, a alteração na intensidade do feixe a uma distância de propagação x num certo material pode ser expressa da seguinte forma:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

Onde μ corresponde ao coeficiente de atenuação linear. A razão I/I_0 descreve a quantidade de fótons que permanece depois de atravessar uma distância x do material [32].

Ao atravessar um dado material, a atenuação que um feixe de radiação sofre resulta da remoção de fótons do feixe, tanto por absorção como também por dispersão de fótons primários [30]. Essa atenuação tem dependência com o coeficiente de atenuação linear μ (m^{-1}), com a energia do fóton $h\nu$ e com o Z do meio atenuador [6]. O coeficiente de atenuação linear traduz a fracção do feixe que é absorvido ou que sofre dispersão por unidade de espessura do material. A partir do coeficiente de atenuação linear pode-se escrever o coeficiente mássico de atenuação μ_m (m^2kg^{-1}), sendo este coeficiente independente do estado físico do material absorvente [31], vindo:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{Eq. 2.5})$$

onde ρ é a densidade volúmica do meio.

Pode-se escrever o coeficiente de atenuação linear como a soma das contribuições dos diferentes processos de interação, tal que:

$$\mu = \mu^{\text{Compton}} + \mu^{\text{Rayleigh}} + \mu^{\text{ef.fotoeléctrico}} \quad (\text{Eq. 2.6})$$

A expressão anterior é para elementos puros, para aplicar estas equações a um dado material, os coeficientes de atenuação somam-se tendo em conta o peso de cada elemento na composição [2].

Na Figura 2.6 estão representados, para o tecido mole, os coeficientes de atenuação (para as diferentes interacções) em função da energia dos fótons incidentes. Verifica-se que para fótons de baixa energia (<30keV) o efeito fotoeléctrico predomina. Convém lembrar que o efeito fotoeléctrico depende não só da energia do fóton mas também do Z do meio absorvente (Figura 2.2) [30].

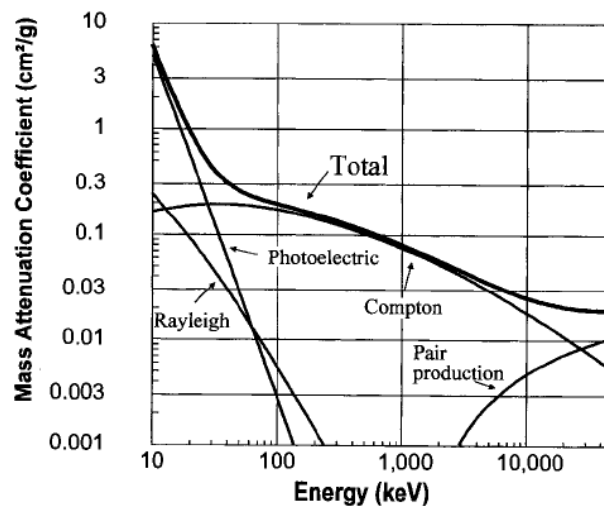


Figura 2.6: Coeficientes mássicos de atenuação em função da energia dos fótons incidentes em tecidos moles [30].

2.4. Princípios gerais para a determinação da dose e calibração de dosímetros

O tratamento de doenças do foro oncológico com recurso a radiação resulta da interacção da radiação com os tecidos biológicos. A fracção de energia de um campo de radiação que é absorvida pelo corpo é dependente da energia, pelo que é conveniente distinguir exposição à radiação de dose absorvida [33]. A unidade de exposição (coulomb por quilograma, C.kg⁻¹) é uma unidade radiométrica e não dosimétrica, sendo baseada na ionização do ar. Em dosimetria, a quantidade física principal é a dose absorvida [34]. A unidade SI de dose de radiação absorvida é designada por *gray* (Gy) que corresponde a um joule por quilograma [33]. A dose absorvida corresponde à energia depositada pela radiação ionizante (ΔE) por unidade de massa do material (Δm) [30]:

$$\text{Dose absorvida} = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (\text{Eq. 2.7})$$

A dose absorvida é uma quantidade média não reflectindo estatisticamente ou estocasticamente a natureza da energia depositada pela radiação ionizante na matéria [34]. Por essa razão é frequente o uso de outras unidades em dosimetria.

A energia cedida por fotões/neutrões por unidade de massa de um dado material é definida pela energia cinética inicial de todas as partículas carregadas com origem em radiação indirectamente ionizante e é designada por *KERMA* - *Kinetic Energy Released per unit Mass* (K) [6, 34]. Esta unidade tem interesse pois informa quanto à energia cinética inicial das partículas ionizantes primárias (fotoelectrões, electrões de Compton, etc) originados por radiação não ionizante como no caso de raio-X e radiação gama [6, 33]. As unidades SI para *kerma* são joule/quilograma (J/kg). Apesar de *kerma* e dose partilharem as mesmas unidades são diferentes quantidades, pelo que *kerma* é uma medida de toda a energia transferida por uma partícula sem carga (fotão ou neutrão) a partículas ionizantes primárias ao passo que dose é uma medida da energia absorvida por unidade de massa [33]. Para raio-X e fotões gama o *kerma* pode ser determinada a partir do coeficiente de transferência massa energia e da fluência de energia [30]. Menos comum é o recurso à unidade *cema* - *Converted Energy per unit Mass* (J/kg), que corresponde à energia perdida por partículas carregadas em colisões electrónicas num dado material. Esta grandeza é aplicável a radiação directamente ionizante como electrões e protões [6] e contempla a energia das partículas ionizantes primárias excluindo contudo os electrões secundários originados por estas [2].

Actualmente, o formalismo para dosimetria segue os relatórios da *Task Group No 43* (TG-43) da AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) [35]. Estes relatórios incluem recomendações para a dosimetria de fontes de radiação para braquiterapia intersticial e o formalismo associado para determinação da dose. Este relatório introduziu também algumas das quantidades e parâmetros dosimétricos tendo em consideração o design de uma dada fonte [27]. O formalismo da TG-43 baseia-se na *air kerma strength* (S_K) para determinar a força da fonte [2], tendo também em conta a geometria da fonte, para mais detalhes ver [35, 36]. Deste relatório resulta também a adopção da água como meio dosimétrico de referência, assim como os materiais água equivalentes [2].

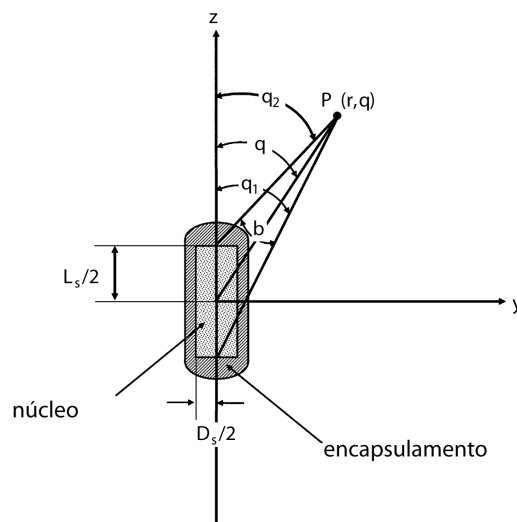


Figura 2.7: Geometria e parâmetros do protocolo da TG-43 para fontes cilíndricas [2, 35].

De acordo com o protocolo da TG-43, a taxa de dose $\dot{D}(r, \theta)$ num ponto $P(r, \theta)$ a uma dada distância da fonte (Figura 2.7) é dada por:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta)$$

onde r corresponde à distância radial do centro da fonte e θ o ângulo polar. A unidade de *air kerma strength* (S_K) é U, tal que $1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$. A constante da taxa de dose é representada por Λ , sendo Λ expressa em unidades de $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$. As funções geométricas $G(r, \theta)$ e $G(r_0, \theta_0)$ são quantidades adimensionais. As funções $g(r)$ e $F(r, \theta)$ correspondem à função radial de dose e função anisotrópica, respectivamente. A primeira descreve o decréscimo da dose depositada no plano transversal devido à dispersão e atenuação dos fotões, a segunda descreve a variação na dose em função do ângulo polar relativamente ao plano transversal. Na referência [2] é apresentada de forma sucinta as principais orientações do relatório referido, assim como posteriores actualizações e complementos ao documento inicial. A complexidade do processo de calibração de um dosímetro exige o controlo de vários parâmetros, havendo algumas particularidades que discriminam e condicionam o dosímetro ou a calibração efectuada de acordo com a taxa de dose (LDR ou HDR, por exemplo) e o tipo de encapsulamento da fonte [36]. Relativamente a este último, Baltas *et al.* [2] refere que para emissores de baixa energia, como o I-125 e o Pd-103, na determinação da dose deve-se considerar o efeito da radiação de fluorescência resultante da ocorrência de absorção fotoelétrica pelo núcleo da fonte e do próprio encapsulamento.

Para além das referidas anteriormente, na Tabela 2.4 encontram-se resumidas as quantidades dosimétricas e respectivas unidades mais comuns.

Tabela 2.4: Resumo das quantidades dosimétricas e unidades [2].

Categoria	Nome	Símbolo	Unidade
Conversão de Energia	<i>Kerma</i>	K	$\text{Jkg}^{-1}=\text{Gy}$
	<i>Kerma Coefficient</i>		$\text{Jm}^2\text{kg}^{-1}=\text{Gym}^2$
	<i>Kerma rate</i>	\dot{K}	$\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}=\text{Gys}^{-1}$
	<i>Exposure</i>	X	Ckg^{-1}
	<i>Exposure rate</i>	\dot{X}	$\text{Ckg}^{-1}\text{s}^{-1}$
	<i>Cema</i>	C	$\text{Jkg}^{-1}=\text{Gy}$
	<i>Cema rate</i>	\dot{C}	$\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}=\text{Gys}^{-1}$
Deposição de Energia	<i>Energy deposit</i>	ϵ_i	J
	<i>Energy imparted</i>	ϵ	J
	<i>Absorbed dose</i>	D	$\text{Jkg}^{-1}=\text{Gy}$
	<i>Absorbed dose rate</i>	\dot{D}	$\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}=\text{Gys}^{-1}$

Capítulo 3

Cintiladores

3.1. Introdução

Podemos afirmar que o primeiro método usado na detecção de partículas foi a cintilação com a descoberta dos raios-X por Roentgen ao observar a fluorescência num ecrã [34]. Em 1903 Elster e Geitel observam flashes individuais emitidos num ecrã de ZnS por acção de partículas alfa [31]. Também em 1903 Crookes desenvolve um detector por cintilação, o espintariscópio, com base no mesmo processo de cintilação conseguindo assim contar os flashes de luz. Com a invenção que viria a originar o detector gasoso de Geiger-Mueller, a detecção de radiação por cintilação caiu em desuso, até que em 1944, Curran e Baker acoplando um cintilador ao na altura recente fotomultiplicador, conseguiram quantificar a cintilação de forma eficaz e fiável [32]. Esta forma de detecção de radiação baseia-se na capacidade que certos materiais têm para converter radiação ionizante em luz visível [37]. Os cintiladores podem ser inorgânicos (e.g. cristais, cerâmicos, vidros, gases ou líquidos nobres) e orgânicos (cristais, líquidos ou plásticos). Os detectores inorgânicos são largamente aplicados em detectores, estes comparativamente aos orgânicos têm maior linearidade e maior resposta em luz, tendo a desvantagem de serem consideravelmente mais lentos do que os orgânicos [26, 37]. Segundo Knoll [26], os cristais inorgânicos, devido aos seus constituintes de elevado Z e elevada densidade fazem destes a principal escolha para espectroscopia de radiação gama, ao passo que devido ao hidrogénio nos cintiladores orgânicos estes são usualmente adoptados na espectroscopia β e detecção de neutrões rápidos.

A detecção de radiação ionizante tem como objectivo a quantificação da energia das partículas e da quantidade de radiação incidente. A cintilação é um processo relativamente pouco eficiente, para um cintilador típico a eficiência é de cerca de 10 a 15% [38]. As baixas eficiências de cintilação, indicam que nem todos os processos de desexcitação ocorrem com emissão de radiação visível. Ao conjunto de processos de desexcitação que ocorrem sem emissão de luz atribui-se a designação *quenching* [38]. Apesar da quantidade de luz gerada ser reduzida, verifica-se a proporcionalidade quanto à energia das partículas incidentes [34]. Um dos modos de quantificação do processo de conversão da radiação em luz visível é em termos de rendimento de luminescência, este parâmetro é usualmente quantificável pelo número de fótons emitidos por MeV de radiação absorvida. Para a maioria dos cintiladores inorgânicos, o rendimento é da ordem dos 20 000 a 30 000 fótons por MeV [38], no entanto o rendimento dos cintiladores orgânicos é muito inferior. Para cintiladores orgânicos como o caso das fibras ópticas cintiladoras a eficiência de detecção é aproximadamente 8000 fótons por MeV [39]. A eficiência de detecção é definida como a razão entre a energia da luz de cintilação produzida e a energia depositada, ou seja [38]:

$$\eta = \frac{\text{energia da luz de cintilação}}{\text{energia depositada}} = \frac{h\nu_e T q_a}{w_{e-h}} \quad (\text{Eq. 3.1})$$

Onde $h\nu_e$ corresponde à energia média do fóton emitido, w_{e-h} à energia necessária para criar um par electrão-buraco, T é a energia transferida eficazmente do ião excitado para o centro luminescente e q_a a eficiência quântica do centro luminescente.

Se o decaimento do estado excitado for da ordem dos 10^{-8} ou 10^{-9} s, o processo é designado por fluorescência, no entanto quando o estado excitado é metaestável o processo revela-se mais lento e é designado por fosforescência ou *afterglow*. Durante o processo de reemissão, o número de fótons emitidos N_f num dado instante t traduz-se num decaimento exponencial, podendo ser expresso na sua forma mais simples [32]:

$$N_f = \frac{N_0}{\tau_d} e^{(-t/\tau_d)} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

onde τ_d é uma constante de decaimento e N_0 o número total de fótons emitidos.

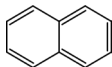
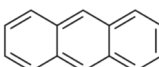
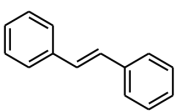
A natureza cintiladora dos cristais inorgânicos advém das características da estrutura electrónica dos cristais. Os cintiladores maioritariamente usados são os cristais inorgânicos com haletos de alquilo, sendo o mais popular o iodeto de sódio dopado com tálio (NaI(Tl)). Outros cristais frequentemente usados são o iodeto de cério (CsI) podendo ser dopado com sódio (Na) ou tálio (Tl), no entanto outros como o BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) e o BaF_2 são frequentemente encontrados em detectores de radiação gama. O BGO tem particular interesse na conversão fotoeléctrica de radiação gama uma vez que tem Z muito elevado e grande eficiência sendo mais vantajoso para elevadas energias [32]. A sua resposta luminosa é ainda assim inferior ao do NaI(Tl/Cs) sendo a resolução duas a três vezes inferior relativamente a este, embora apresente mais vantagens a altas energias [32]. Os cintiladores inorgânicos, na sua

generalidade, apresentam alguma dependência com a temperatura [38], não são equivalentes à água, são mais lentos e dispendiosos em relação aos cintiladores orgânicos. Por estas razões, será dada preferência aos cintiladores orgânicos para o protótipo a desenvolver.

3.2. Cintiladores orgânicos

Os cintiladores orgânicos podem ser sólidos, líquidos ou gasosos. A fluorescência em cintiladores orgânicos tem origem em transições entre níveis de energia a nível molecular não sendo condicionante o seu estado físico [26]. Os cintiladores orgânicos são compostos aromáticos com estruturas benzênicas ligadas ou condensadas [32]. O naftaleno, antraceno e o trans-estilbeno são alguns dos cintiladores orgânicos frequentemente usados (Tabela 3.1).

Tabela 3.1: Principais cintiladores orgânicos .

Naftaleno	Antraceno	Estilbeno
		

A ocorrência de fluorescência em materiais orgânicos resulta das transições em moléculas individuais, perante a incidência de radiação verifica-se uma excitação nas moléculas para estados discretos emitindo um fóton quando o decaimento desses estados excitados. A cintilação resulta de transições atribuídas a electrões de valência deslocalizados em orbitais moleculares- π , ou seja, a cintilação provém dos electrões da ligação C=C [32, 34, 40].

A Figura 3.1 representa o diagrama de energia típico dos cintiladores orgânicos. A radiação incidente provoca a transição de um electrão do nível S0 para diferentes níveis vibracionais da banda S1 ($\sim 10^{-14}$ s), por exemplo. Seguidamente este electrão decai sem cintilação para o nível S1. Posteriormente ocorre um segundo decaimento do nível S1 para o nível S0 manifestando-se assim fluorescência. Estas transições são extremamente rápidas, geralmente inferiores a 10 ns. Convém realçar que a energia associada ao fóton de fluorescência é desta forma inferior à energia associada à transição de S0 para S1.

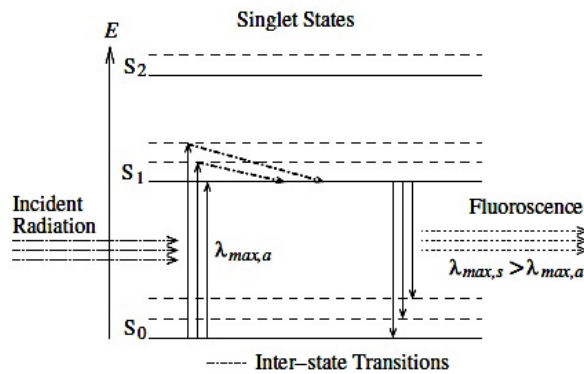


Figura 3.1: Diagrama de energia típico dos cintiladores orgânicos [38].

Se a transição não se der entre S1 e S0 directamente, poderá ocorrer fosforescência. Tal é possível se a radiação decair para um nível T1 e não para S0 (Figura 3.2) [38]. A ionização dos electrões π pode ser seguida por uma recombinação povoando os estados T, originando posteriormente a fosforescência (> 10⁻⁴ s) devido à transferência dos electrões do estado T para S0 [40].

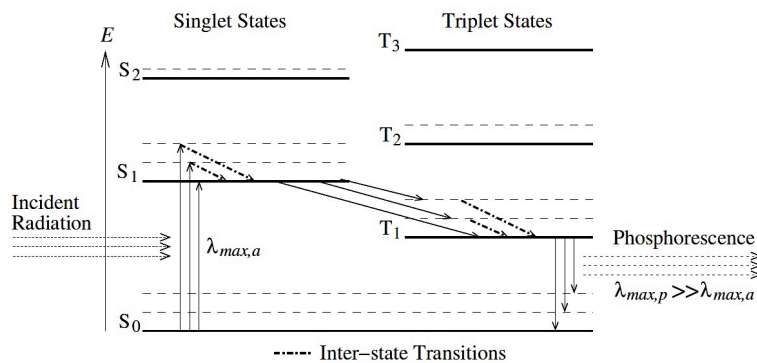


Figura 3.2: Fosforescência em cintiladores orgânicos [38].

O detector ideal deverá ser transparente ao comprimento de onda no qual emite, isto é possível uma vez que as transições correspondentes à fluoescência têm menor energia que a necessária para que se verifique excitação. Este facto é conhecido como *Stokes-shift*. Este *shift* é devido ao Princípio de Franck-Condon, pelo que a excitação ocorre para estados vibracionais mais elevados enquanto que a desexcitação ocorre dos estados vibracionais mais baixos (Figura 3.2) [26, 40].

Após excitação, a energia de excitação pode ser transferida entre moléculas até que ocorre a desexcitação. Esta observação é particularmente relevante em cintiladores plásticos ou líquidos com mais de uma molécula capaz de sofrer excitação [26]. Os cintiladores plásticos são, modo geral, constituídos por um polímero que funciona como solvente, por um cintilador orgânico e nalguns casos por um *wavelength shifter* (Figura 3.3). Os solventes mais comuns são o PVT (polivinil-tolueno), PS (poliestireno) e PMMA (polimetil-metacrilato). Alguns dos agentes fluorescentes primários são o DPO, PBD e o *p-terphenyl* [40]. O *p-terphenyl* é um solvente comum com uma concentração típica de 10 g/L. Este tem uma emissão em torno dos 360 nm. Por essa razão recorre-se a um segundo flúor

(*wavelength shifter*) tal como o POPOP (*1,4-bis(5-phenyloxazol-2-yl)benzene*). A finalidade do POPOP como *wavelength shifter* (WLS) é absorver a luz de cintilação primária (360 nm) e reemitir com um comprimento de onda superior (430 nm). Este processo tem particular interesse para adaptar a luz de cintilação à sensibilidade espectral do fotosensor.

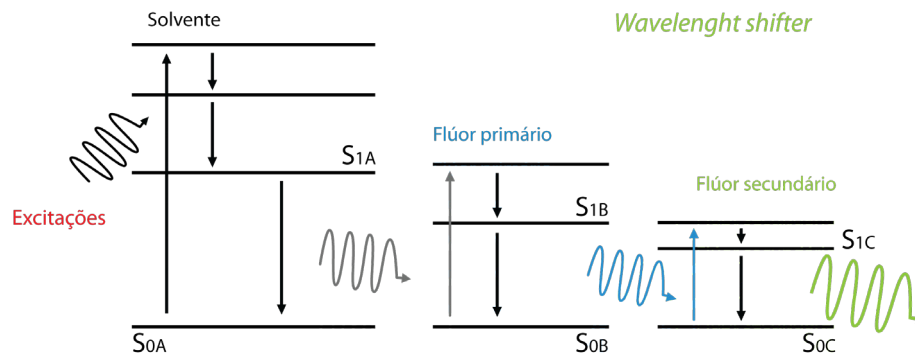


Figura 3.3: Esquema de cintilação em materiais dopados com vários flúores, adaptado de [40].

Os cintiladores orgânicos são essencialmente constituídos por hidrogénio, carbono e oxigénio, tendo por isso baixo Z . Apesar destes cintiladores serem frequentemente aplicados na detecção de partículas α e β , a sua secção eficaz para os raios gama é pouco significativa [26, 34]. Nestes casos estes cintiladores não apresentam o pico de foto-absorção correspondente ao efeito fotoelétrico, observando-se apenas um contínuo de Compton [34]. Uma possível solução passa pela adição de elementos de elevado Z , tais como chumbo ou estanho, no sentido de promover a conversão fotoelétrica mas perdendo em termos de eficiência de cintilação [34].

Na Tabela 3.2 estão resumidas algumas das características associadas a um cintilador ideal.

Tabela 3.2: Resumo das características de um cintilador ideal.

Caraterísticas de um cintilador ideal
converter a energia cinética das partículas carregadas em luz detectável com elevada eficiência [37]
a conversão deverá ser linear, tal que a luz produzida seja proporcional à energia fornecida numa ampla gama dinâmica, devendo ser independente da energia da partícula ou fóton [34]
o tempo de decaimento ou luminescência deverá ser curto de tal modo a que os pulsos sejam gerados rapidamente permitindo taxas de contagem elevadas
deverá ser transparente à luz que ele próprio emite permitindo assim a transmissão da luz
o índice de refração do material que deve ser perto do vidro para permitir acoplamento óptico eficiente da luz do tubo fotomultiplicador
o sinal de um cintilador deverá permitir <i>pulse shape discrimination</i> , ou seja, discriminar partículas com base na forma dos pulsos de luz emitidos por diferentes mecanismos de fluoreescência e com diferente poder de ionização [32]

Capítulo 4

Componentes para o protótipo do dosímetro

4.1. Sensores

Um instrumento de medida pode comportar vários componentes tais como sensores, transdutores, processadores de sinal, amplificadores, etc. Para desenvolver um dosímetro gama será necessário considerar alguns sensores e transdutores. Pode-se, em primeira abordagem, considerar que sensores e transdutores são ambos conversores de energia, nessa perspectiva os sensores são uma forma de transdutores [41] pois no sensor a aquisição e resposta a um determinado estímulo ocorre por transmissão de energia [42]. De acordo com Sinclair [41], a diferença entre sensores e transdutores é muito pequena, a grande distinção entre estes está relacionada com a eficiência na conversão de energia. Enquanto que a função de um sensor é detectar e medir podendo a sua eficiência ser extremamente reduzida, um transdutor é um conversor de energia por natureza, convertendo uma forma de energia noutra, como por exemplo, a conversão de energia mecânica (força) em energia eléctrica por um material piezoeléctrico, por isso a sua eficiência é de extrema importância [41-43].

O processo de medição de um sensor passa sempre pela transferência de energia do objecto de medição para o sensor [37] transformando um sinal ou variação de uma propriedade física ou química (por exemplo: temperatura, pressão, velocidade, concentração, luz, etc.) numa forma legível electronicamente. Esse sinal eléctrico poderá ser descrito pela sua amplitude, frequência, fase ou código digital e deverá ser passível de ser amplificado, modificado e conduzido pelos circuitos electrónicos [37]. Os sensores podem ser classificados como passivos, quando não necessitam fonte de energia adicional, ou activos quando é necessário fornecer energia externa [37, 41].

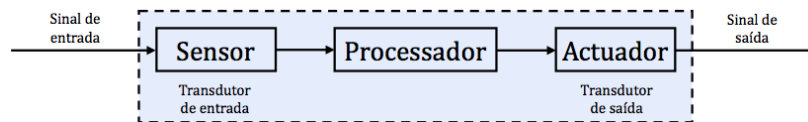


Figura 4.1: Esquema típico de aplicação de um sensor [42].

A qualidade de um sensor pode ser avaliada com base em várias características que inferem sobre a performance de um sensor (Tabela 4.1).

Tabela 4.1: Características para caracterização de um sensor

Caracterização de um sensor		
função de transferência	intervalo dinâmico	ruído
sensibilidade	exactidão	largura de banda
precisão	reprodutibilidade	erros sistemáticos
repetibilidade	resolução/discriminação	erros aleatórios
histerese	Linearidade	estabilidade
<i>drift</i>	selectividade	saturação
impedância do output		

4.2. Configuração do dosímetro com fibra óptica de plástico (POF) cintilante

Como referido anteriormente, uma das configurações mais simples de detecção de radiação consiste no uso de um cintilador acoplado a um PMT. A resposta do PMT pode ser quantificada por integração de carga com recurso a um electrómetro. O sinal analógico pode então ser convertido para digital e adquirido usando um computador.

No âmbito deste trabalho, pretende-se desenvolver um dosímetro utilizando as potencialidades das fibras ópticas cintilantes acopladas ao novo tipo de fotomultiplicador, o SiPM da Hamamatsu (MPPCs). Os componentes a utilizar estão representados na Figura 4.2.

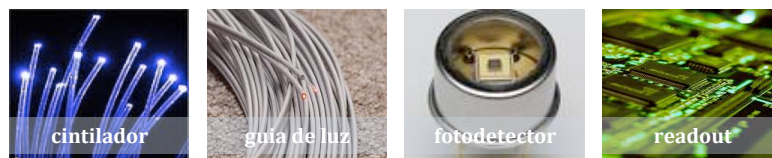


Figura 4.2: Estrutura de um dosímetro de radiação baseado em fibra óptica cintilante.

Nas secções seguintes serão avaliadas as soluções comerciais em termos de cintiladores, guias de luz e fotodetectores para a elaboração do dosímetro.

4.3. Cintiladores orgânicos e fibras ópticas cintilantes em dosímetros

4.3.1. Estado da arte

O uso de cintiladores orgânicos é muito comum em várias áreas, desde a física de partículas à física médica as aplicações são inúmeras. Os primeiros estudos para aplicação de dosímetros baseados em cintiladores plásticos destinados à radioterapia têm quase 20 anos. Um dosímetro feito de plástico cintilante é uma alternativa interessante para a medição da dose absorvida. Este tipo de cintiladores revela várias características preponderantes para um dosímetro tais como independência de energia, reprodutibilidade, linearidade com a dose recebida, resistência ao dano por radiação, baixa dependência da temperatura e água equivalente [24, 44]. O dosímetro ideal deverá equiparar-se ao meio onde a radiação absorvida é determinada, neste caso pretende-se que o detector cintilante absorva e difracte a radiação do mesmo modo que a água. O poliestireno é considerado o melhor fantoma água equivalente disponível [24]. Um cintilador plástico quase não altera a absorção da radiação em água ou água equivalente, uma vez que os materiais de plástico são quase água equivalentes. Além disso, os dosímetros baseados em cintiladores plásticos proporcionam uma leitura rápida e directa do valor medido, combinada com uma alta resolução espacial, sem necessidade de correcção para temperatura, pressão e humidade [14, 44, 45]. A aplicação de um cintilador plástico, como por exemplo uma fibra óptica cintilante permite uma sensibilidade constante e sem efeito de memória [44, 46].

Suchowerska e Lambert *et. al* [16, 47] desenvolveram um dosímetro adequado a braquiterapia (com a designação *BrachyFOD*) com base no cintilador plástico BC400 (Saint-Gobain) acoplado a uma fibra óptica de polimetil-metacrilato (PMMA) como guia de luz [16, 45, 47]. No seu estudo, o dosímetro desenvolvido foi comparado a um dosímetro de diamante e a um dosímetro MOSFET. Os resultados obtidos com o dosímetro desenvolvido aproximavam-se ao dosímetro de diamante (que apresentou os melhores resultados do teste). Os autores confirmam que os dosímetros MOSFET têm aplicação clínica limitada devido à elevada dependência angular [16, 18, 47].

Para além dos trabalhos experimentais já referidos, num estudo realizado por Archambault [48], foi avaliado teoricamente o desempenho dos cintiladores plásticos e fibras ópticas cintilantes. Archambault conclui que em vários pontos as as fibras cintilantes mostraram melhor desempenho que os cintiladores orgânicos tradicionais.

4.3.2. Fibras ópticas cintilantes

A aplicação de fibras ópticas cintilantes em dosimetria tem sido reportada em alguns trabalhos de investigação mais recentes [13, 17, 44, 49, 50]. Bartesaghi *et. al* [49] reportam um protótipo básico de um dosímetro em tempo real para radioterapia de altas energias. A configuração desse dosímetro permite a determinação de dose numa distribuição 2D. O dosímetro é baseado na fibra óptica cintiladora BCF-10 acoplado à fibra BCF-98 como guia de luz (ambas as fibras da Saint-Gobain). A

resposta luminosa das fibras é lida num tubo fotomultiplicador. Este estudo demonstra a validade da equivalência à água e ao tecido das fibras de poliestireno, permitindo a determinação da dose de forma directa não sendo necessário recorrer a factores de correcção [49]. Nasser *et al.* [51] mostra que a fibra BCF-20 (cintilador com emissão na região do verde) apresenta grande sensibilidade à radiação gama e raio-X em baixas energias. Num estudo realizado por Beierholm, foram comparados dois dosímetros, um baseado na fibra cintiladora BCF-12 e o outro no cristal $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ [17]. Verificou-se que a fibra BCF-12 tem uma sensibilidade constante e sem efeito de memória, mostrando a sua viabilidade em dosimetria apresentando melhor desempenho comparativamente ao cristal $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ que é considerado em vários estudos na área da dosimetria [17-20]. Numa publicação recente de Jang *et al.* [44], é reportado um dosímetro com a fibra óptica cintilante BCF-20 da Saint-Gobain acoplada a uma fibra guia (Mitsubishi Rayon CK-40). O dosímetro foi avaliado na determinação de altas energias do feixe de fótons num acelerador linear clínico (CLINAC) usado em radioterapia. Os autores mostraram que o dosímetro satisfaz os principais requisitos de um dosímetro, confirmando assim a viabilidade deste tipo de dosímetro, no entanto não realizam qualquer intervenção visando diminuir possíveis efeitos de ruído de fundo provocados nas fibras, como por efeito resultantes da radiação de Cherenkov. Outros estudos referem também a utilização da fibra cintilante BCF-12 acoplada à fibra BCF-98 como guia de luz em sondas de radiação [52-54]. As fibras BCF-98 são comercializadas pela Saint-Gobain, sendo muito usadas em sistemas de detecção de radiação. No entanto, Nowoty [55] mostra que estas fibras e outras com núcleo de PS têm elevada radioluminescência comparativamente às fibras de PMMA (podendo chegar a ser dez vezes superior), aspecto também confirmado por Konhoff *et al.* [50]. Nowoty [55] mostra também que fibras com baixo conteúdo de -OH, como as fibras BCF-91A (WLS) e fibras de sílica têm forte fluorescência não sendo adequadas como guia de luz. Knoll [26] refere que o dano por radiação em fibras cintilantes pode diminuir o rendimento de cintilação assim como afectar a absorção ao longo da fibra, no entanto estes efeitos foram observados para elevadas doses (10^3 a 10^4 Gy) [26]. No entanto, Wick e Zoufal [56] observaram o aparecimento de largas bandas de absorção devido a centros de absorção instáveis (de curta duração) em fibras com núcleo de PS (BCF-12 e BCF-98) para baixas doses e baixa taxa de dose. Para algumas fibras cintilantes, como a BCF-12, as bandas de absorção estavam centradas na região vermelha do espectro visível [56, 57], enquanto que para a fibra BCF-98 as bandas de absorção instáveis estavam localizadas na parte azul do espectro [56]. Contrariamente, Knoll [26] refere que nas fibras cintilantes a absorção induzida por radiação tende a atenuar seriamente a luz no limite da região azul. Wick e Zoufal [56] referem ainda que devido aos diferentes tipos de *annealing* entre cintiladores e fibras guia, a absorção instável nos cintiladores não teria origem na matriz de PS mas sim nos fluóres ou outros aditivos. Fazendo uma ESR (*Electron Spin Resonance*) verificaram apenas uma ligeira sobreposição entre a absorção instável e o espectro de fluorescência do cintilador [56].

A radiação ionizante pode provocar dano na matriz da fibra e nas moléculas luminescentes. Blaha *et al.* [58] entre outros [56, 59], confirmaram que a principal contribuição para o dano por radiação em fibras cintilantes resulta de reacções das moléculas luminescentes. Quando sujeitas a partículas de

elevada energia a radiação pode quebrar permanentemente a ligação bivalente das moléculas luminescentes podendo estas ligar-se à estrutura da matriz [58]. Em guias de luz, como a BCF-98, podem ocorrer alterações irreversíveis, como o aparecimento de bolhas e fendas na matriz da fibra [50, 53, 58].

4.3.3. Fibras ópticas cintilantes para o protótipo

As fibras ópticas cintilantes mais comuns consistem num núcleo de poliestireno, com índice de refração $n=1,58$ contendo uma pequena percentagem de flúor orgânico [26]. Os materiais mais comuns para o revestimento são o PMMA $n=1,49$ ou o PC $n=1,42$. Para além da eficiência de cintilação, um dos principais aspectos a considerar na escolha de um cintilador é a correspondência da emissão do cintilador à resposta espectral do fotodetector [60]. A fibra BCF-12 tem um máximo de emissão aproximadamente nos 435 nm (Figura 4.3).

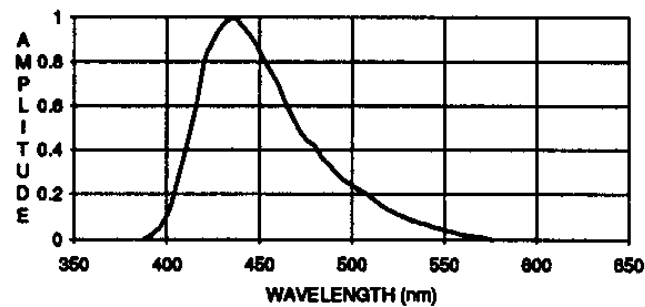


Figura 4.3: Espectro de emissão da fibra cintilante BCF-12, Saint-Gobain [39].

Neste estudo será usada a fibra BCF-12 da Saint-Gobain (Figura 4.4).

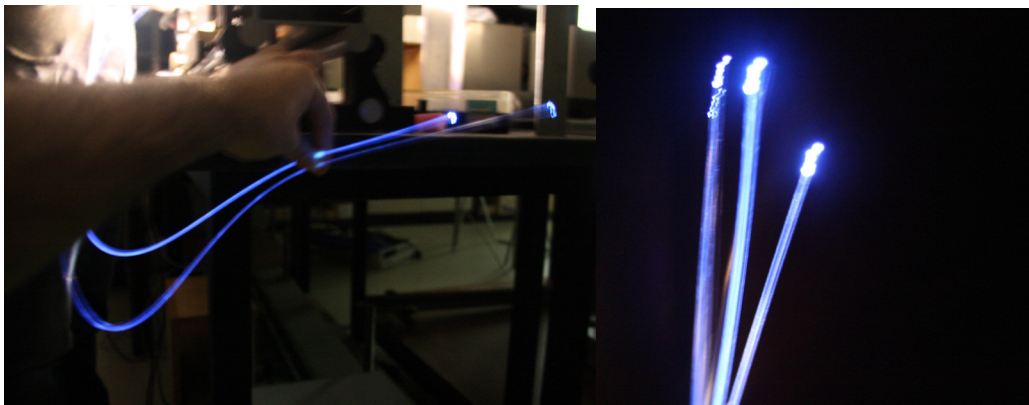


Figura 4.4: Fibra BCF-12 iluminada com luz branca.

Como referido anteriormente, os cintiladores orgânicos têm baixo rendimento. A eficiência de aprisionamento (*trapping efficiency*) de uma fibra óptica é expressa por [56]:

$$T_{\text{trapp}} = \frac{[1 - (n_{\text{clad}} / n_{\text{core}})]}{2} \quad (\text{Eq. 4.1})$$

Sendo para a BCF-12 $n_{\text{núcleo}}=1,60$ e $n_{\text{revestimento}} =1,49$ obtém-se que a eficiência de aprisionamento deveria ser 3,4%. De acordo com o fabricante [39], a fibra BCF-12 apresenta uma eficiência de aprisionamento nominal de 2,4%, correspondendo a um rendimento de aproximadamente 8000 fótons por MeV. Algumas fibras podem ter um segundo revestimento - *multi-clad* (MC), aumentando a eficiência de aprisionamento da luz produzida. Neste caso, de acordo com o fabricante, as fibras MC apresenta uma eficiência de aprisionamento de 5,6% para o caso de fibras de secção circular, aumentando a resposta em cerca de 60% comparativamente às fibras *single-clad* (SC), segundo o fabricante [39].

Para avaliar a diferença na resposta entre as fibras SC e MC, usou-se uma fibra BCF-12 SC e uma BCF-12 MC, ambas com 20 cm de comprimento. Fez-se irradiar cada uma das fibras com uma fonte de Cs-137 com actividade 4,25 μCi e posteriormente com uma fonte de Co-57 com actividade aproximada de 200 μCi , colocadas perpendicularmente em cima fibra, o mais afastado do detector possível (~18 cm). O aparato está descrito na Figura 4.5.



Figura 4.5: Esquema do aparato experimental.

Os dados obtidos encontram-se representados na Figura 4.6. Verifica-se que a resposta da fibra MC é significativamente superior, pelo que é clara a vantagem desta em relação à fibra SC.

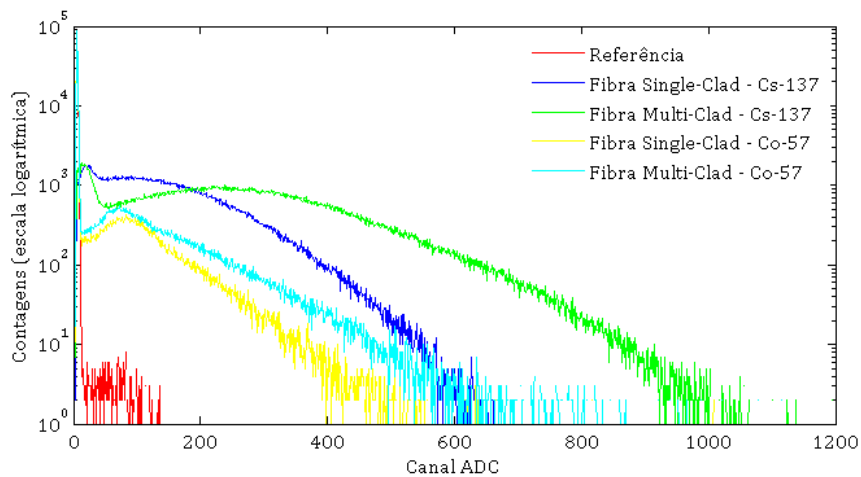


Figura 4.6: Resposta das fibras SC e MC quando irradiadas por fontes de Co-57 e Cs-137.

A equivalência à água depende dos coeficientes de absorção de energia. Na Figura 4.7 está representada a variação do coeficientes mássicos de atenuação e coeficientes mássico de absorção de energia para a água, poliestireno (Ps), polimetil-metacrilato (PMMA) e tecido mole.

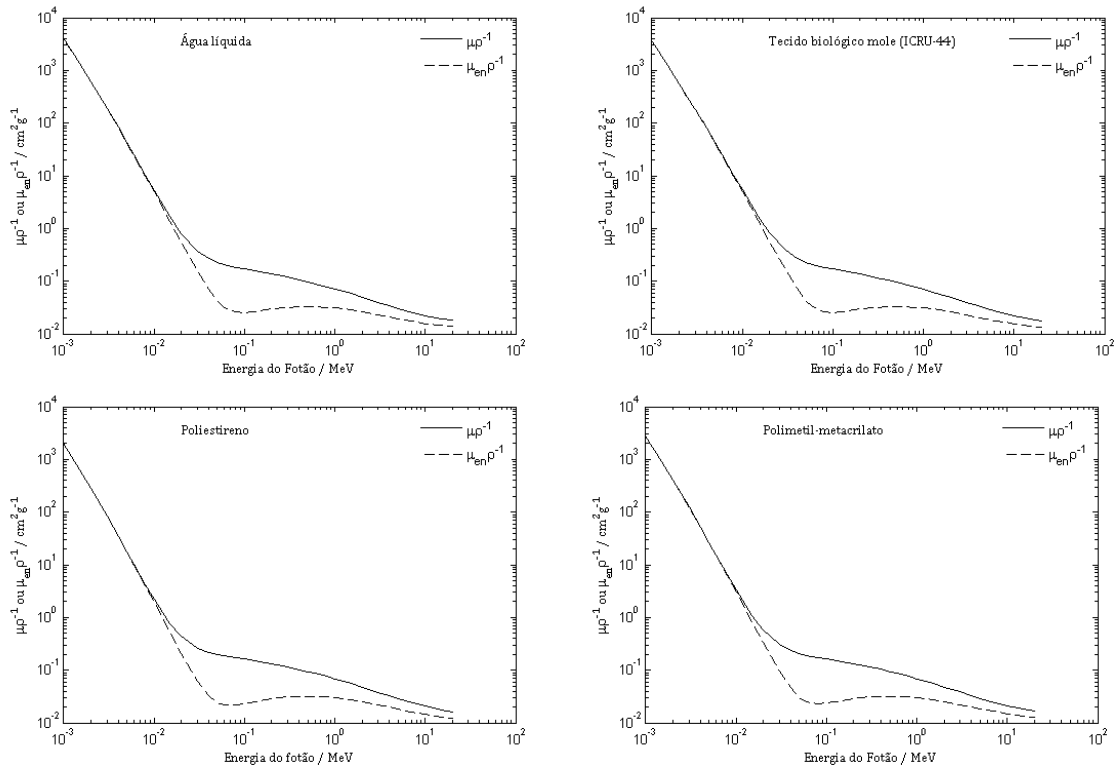


Figura 4.7: Coeficientes mássicos de atenuação e de absorção de energia para diferentes materiais, para raio-X adaptado de [61].

Considerando a Figura 4.7, verifica-se que os coeficientes de atenuação para o PS e PMMA assemelham-se dos valores correspondentes à água e tecido mole. Sendo materiais água equivalentes, assume-se que a fibra cintilante BCF-12 não perturbe o campo de radiação, não havendo assim a necessidade de correcções da dose para a equivalência água/tecido.

4.4. Guia de luz

4.4.1. Introdução

Apesar de a maior atenuação associada às POFs relativamente às fibras de sílica, no âmbito deste estudo as POFs serão avaliadas como guia da luz de cintilação até ao fotodetector, uma vez que são fibras de baixo custo, mais versáteis, resistentes e de fácil manuseamento. O material mais comum na produção de fibras poliméricas é o PMMA, existindo também as fibras de PS e fibras de policarbonato (PC) com índice de refração 1,49, 1,59 e 1,58 respectivamente [62].

Teoricamente, em algumas gamas a atenuação PMMA-POF pode ser inferior à de uma PS-POF (Tabela 4.2).

Tabela 4.2: Atenuação teórica de diferentes polímeros [62].

Material	c.d.o. /nm	Dispersão de Rayleigh dB/km	Absorção UV dB/km	Absorção C-H dB/km	Total dB/km
PMMA	520	28	0	1	29
	570	20	0	7	27
	650	12	0	88	100
PS	552	95	22	0	117
	580	78	11	4	93
	624	58	4	22	84
	672	43	2	24	69

Estas fibras apresentam diferentes comportamentos, pelo que será importante avaliar qual o tipo fibra com menor atenuação na região de emissão do cintilador. Na Figura 4.8 estão representadas as curvas de atenuação em função do comprimento de onda para fibras genéricas de PMMA, PC e PS. As fibras de PMMA apresentam menor atenuação na região do azul relativamente às fibras de PC. A partir da Figura 4.8 (em baixo) não é possível verificar qual o comportamento da fibra de PS abaixo dos 500 nm, pelo que apenas se pode especular que a fibra de PS terá também maior atenuação nesta região comparativamente à fibra de PMMA.

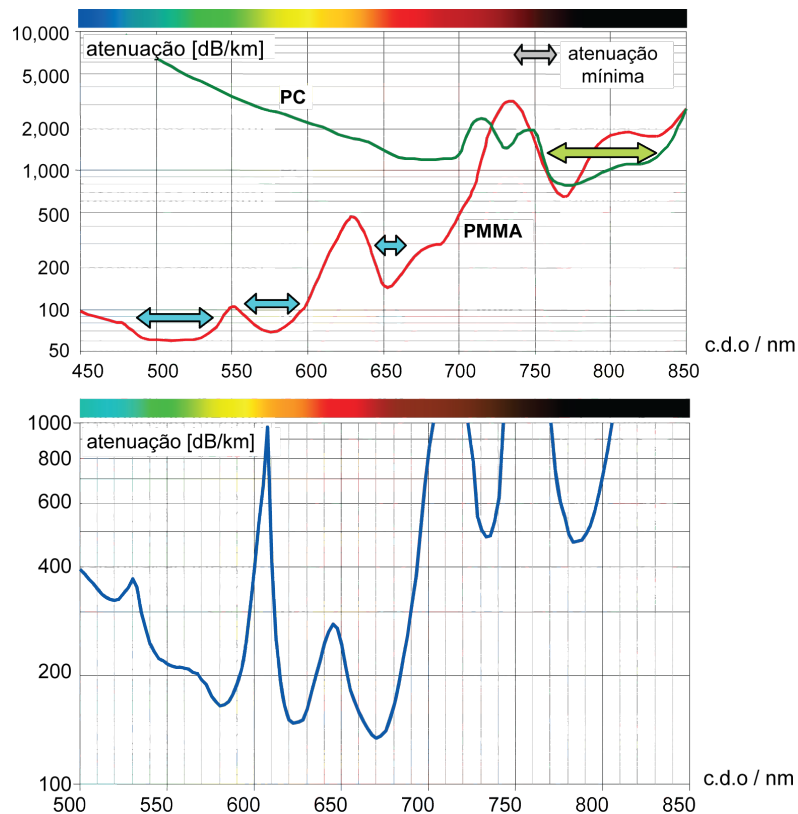


Figura 4.8: Espectro de atenuação de POFs em PMMA, PC (em cima) e PS (em baixo) [62].

Para além das fibras referidas anteriormente, por vezes designadas por *clear waveguide*, uma outra possibilidade é utilizar fibras *wavelength shifter* (WLS). Em relação às fibras cintilantes, estas fibras WLS incluem um flúor adicional, absorvendo a luz de cintilação emitindo-a posteriormente com um c.d.o. superior (Figura 4.9), permitindo assim adaptar o espectro de emissão do cintilador ao máximo de eficiência quântica do fotodetector.

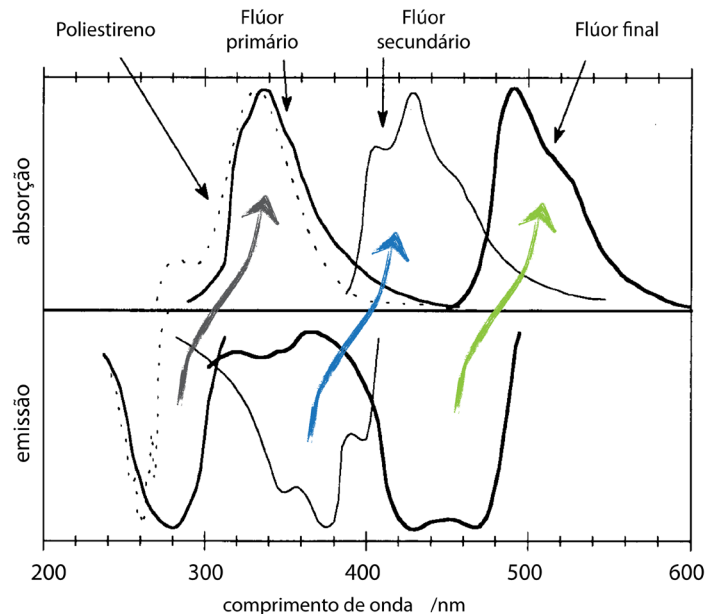


Figura 4.9: Esquema de absorção e emissão numa fibra WLS, adaptado de [40].

A escolha adequada da fibra guia de luz pode ser determinante para a sensibilidade e resposta do dosímetro. Num dosímetro com a configuração pretendida, quando exposto à radiação não só o cintilador é irradiado mas também uma porção da fibra guia de luz. Quando irradiadas, tanto as fibras cintilantes como as POF guia de luz podem exibir um sinal que irá originar um ruído de fundo [17, 22, 45, 55, 58, 63, 64]. Este ruído é conhecido como *stem effect* e a sua intensidade varia com a extensão de fibra exposta à radiação [45].

4.4.2 Stem effect: Cherenkov e luminescência

O ruído conhecido como *stem effect* [17] tem duas componentes associadas: a radiação de Cherenkov, mais intensa e menos significativa a fluoreescência, gerada na fibra pela excitação dos electrões, [22, 45].

A radiação de Cherenkov tem origem em partículas carregadas com energia suficiente para atravessar um material isolador com velocidade superior à velocidade de propagação da luz nesse mesmo meio [31]. Ou seja

$$\beta n > 1 \quad (\text{Eq. 4.2})$$

onde n é o índice de refração do meio e β corresponde à razão entre a velocidade da partícula no meio e a velocidade da luz no vácuo. Daqui resulta a emissão de fotões de luz da região do ultra-violeta ao

visível (azul) [65]. A emissão de fótons resulta da perturbação de forma coerente de moléculas do material provocada pelo movimento da partícula carregada com uma determinada energia mínima [31]. Enquanto que a luz de cintilação é emitida isotropicamente, a radiação de Cherenkov é emitida preferencialmente na direcção da velocidade da partícula fazendo com esta um ângulo θ (Figura 4.10) [12, 26], tal que:

$$\theta = \arccos(1/\beta n) \quad (\text{Eq. 4.3})$$

verificando-se assim a dependência do ângulo de emissão com o índice de refacção do meio, ou seja, com o comprimento de onda (c.d.o.) da radiação de Cherenkov.

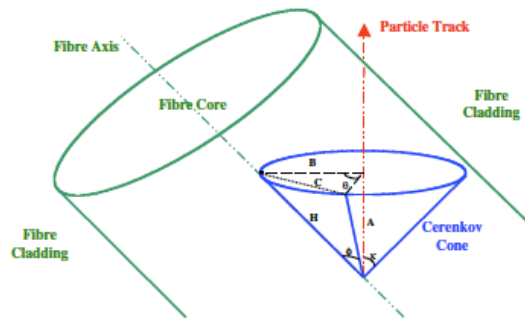


Figura 4.10: Cone de Cherenkov [46].

Assim, a dispersão $dn(\lambda)/d\lambda$ será maior na região dos ultra-violeta (UV) [27]. O rendimento de fótons de Cherenkov por unidade de c.d.o. é proporcional a $1/\lambda^2$ onde λ é o c.d.o. da radiação de Cherenkov, fazendo com que a emissão seja concentrada numa região do espectro [22, 26, 27, 45].

A velocidade mínima que uma partícula necessita para gerar luz de Cherenkov num dado meio é traduzida pela energia cinética dessa partícula, sendo que:

$$E_C = \gamma m_e c^2 - m_e c^2 = (\gamma - 1) m_e c^2 \quad (\text{Eq. 4.4})$$

onde

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}} \Leftrightarrow \gamma = \frac{n}{\sqrt{n^2 - 1}} \quad (\text{Eq. 4.5})$$

A energia mínima ou *threshold energy* para uma fibra óptica com núcleo de PMMA ($n=1,49$) será aproximadamente 180 keV. Apesar deste valor, Lambert *et al.* [45] refere que para as fibras ópticas a energia mínima para que um electrão produza luz de Cherenkov é cerca de 300 keV.

No tratamento do cancro da próstata são geralmente usadas fontes de baixa actividade como Pd-103 ou I-125. A energia média emitida por estas fontes é 21 e 28 keV [2] respectivamente, pelo que se encontram abaixo do limiar para que haja produção de luz de Cherenkov. Lambert *et al.* [45] resume três das principais formas de eliminar o ruído associado à radiação de Cherenkov:

- A mais comum consiste em usar uma segunda fibra sem o cintilador paralela à fibra do dosímetro, permitindo captar o sinal de fundo procedendo-se posteriormente à subtração dos sinais das duas fibras.
- Um segundo método consiste na discriminação entre a luz de Cherenkov e a luz de cintilação com base no carácter tempo-dependente destes diferentes fenómenos. Tal é possível apenas em feixes de radiação pulsados não sendo por isso aplicável a fontes de emissão contínua como é o caso das fontes de braquiterapia [49].
- O terceiro método consiste na remoção da luz de Cherenkov possível devido à diferente emissão espectral do sinal proveniente do cintilador da fluorescência e da luz de Cherenkov. A luz de Cherenkov é dominante na região azul do espectro, pelo que se pode optar por um cintilador com emissão num c.d.o. maior. Num estudo realizado por de Boer *et al.* [66] foi avaliado um cintilador com emissão no laranja, mas os autores verificaram que pela aplicação do filtro óptico se observava um decréscimo de 50% na luz da fibra comparativamente ao cintilador azul. De um modo geral, esta opção apesar de aumentar a SNR, leva à diminuição da quantidade de luz de cintilação a ser recolhida no fotodetector. Método semelhante é usado por Fontbonne *et al.* (*cit. in* [45]) e Clift *et al.* (*cit. in* [45]).

Em 2008, Beierholm *et al.* [17] aplica um método designado por remoção cromática. Este método consiste na remoção da componente ultra-violeta (UV) dominada pelo *stem effect* mantendo a componente visível de cintilação [17]. Beierholm salienta que este método baseia-se em dois aspectos: a taxa de contagem entre os dois canais deverá ser linear com a porção de fibra irradiada e a razão luz azul/UV deverá ser independente das condições de irradiação. Recentemente, Naseri *et al.* obtiveram bons resultados intercalando o cintilador e a fibra óptica com um guia de luz com núcleo oco (Figura 4.11) [67]. Outros autores mostraram obter resultados aceitáveis com o mesmo procedimento [45] [50].

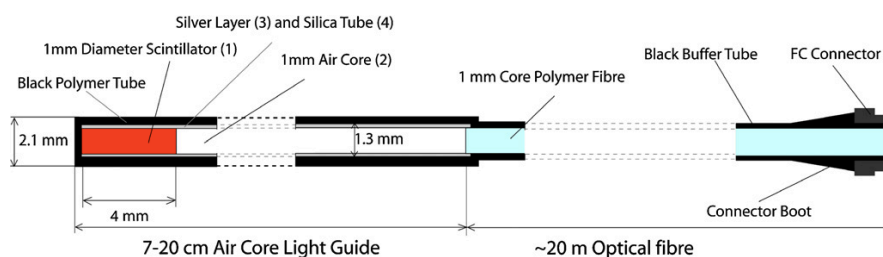


Figura 4.11: Diagrama esquemático do dosímetro de cintilação com núcleo de ar [67].

Num dosímetro desenvolvido por Lambert *et al.* [45], consistindo num cintilador orgânico acoplado a uma POF com 1 mm de diâmetro, quando irradiado por Ir-192 (fonte usada em braquiterapia-HDR, com emissão de fótons entre os 50 keV e os 800 keV, com picos nos 316 keV e 468 keV) a magnitude da luz de Cherenkov e de fluorescência observada foi inferior a 0,1% do sinal, pelo que os autores concluíram não ser necessário proceder à remoção do sinal associado ao *stem effect* [45].

Na generalidade, os dosímetros operam em modo de integração de carga ou modo de corrente, não permitindo desta forma o seu funcionamento para baixos fluxos de radiação, devido à baixa relação SNR apresentada neste regime. Uma outra possibilidade para contornar o *stem-effect* é desenvolver um dosímetro baseado em plásticos cintiladores a operarem em modo de impulso. Neste regime a eventual contribuição da radiação de Cherenkov pode ser desprezada ou facilmente corrigida através da análise espectral, uma vez que a luz de Cherenkov (com menor intensidade) poderá ser discriminada do sinal originado por efeito de Compton, uma vez que o efeito fotoeléctrico não é significativo para elementos de baixo Z como no caso das fibras ópticas.

Uma escolha ponderada da fibra cintiladora e da fibra guia de luz pode também minimizar o efeito de Cherenkov. Segundo Archambault [48], quanto maior o ângulo de aceitação (θ_{\max}) da fibra óptica melhor será o seu desempenho (comparativamente aos cintiladores plásticos). A abertura numérica (A_N) de uma fibra óptica é definida pelo seno do ângulo θ_{\max} [62], onde θ_{\max} corresponde ao ângulo de aceitação da luz na face de uma fibra, luz essa que será refractada com um ângulo θ_{\max} [62]. O valor da abertura numérica depende unicamente da diferença entre os índices de refração do núcleo e da bainha (Δn), tal que [62]:

$$A_N = \sin \theta_{\max} = n_{\text{núcleo}} \cdot \sqrt{2 \cdot \Delta n} \quad (\text{Eq. 4.6})$$

Para conseguir uma maior abertura numérica, maior deverá ser a diferença entre os índices de refração do núcleo do revestimento, Δn [46] [48]. No entanto algumas desvantagens podem surgir uma vez que a fracção de radiação de Cherenkov capturada na fibra óptica aumenta em função desta diferença [48] e o ângulo de aceitação da fibra é reduzido (Figura 4.12).

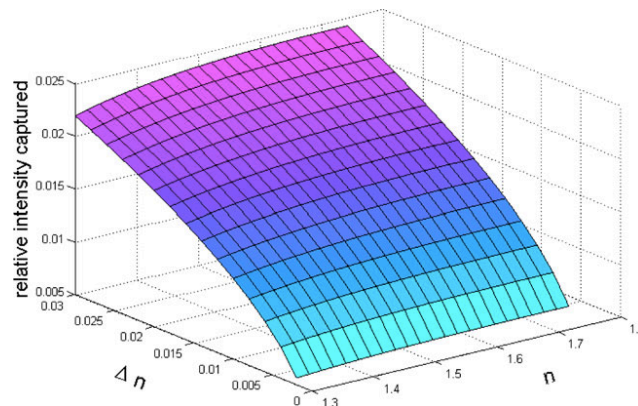


Figura 4.12: Intensidade relativa da luz de Cherenkov capturada em função do índice de refração e da abertura numérica do guia de luz [46].

4.4.3. POF guia de luz para o protótipo

Para seleccionar a fibra guia de luz adequada, foram avaliados dois tipos de fibras com diferentes características, uma fibra da Agilent Technologies com núcleo de PMMA e uma fibra *Wavelength Shifting Fiber* (WLS) da Saint-Gobain Crystals (BCF-91A) com núcleo de PS sendo a bainha em acrílico

(*single-clad*) ou acrílico/flúor-acrílico nas fibras *multi-clad*. As fibras *multi-clad* (MC) Algumas das características destas fibras encontram-se na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Característica das fibras estudadas [39, 68].

Fibra	Referência	Descrição	ϕ/mm	Núcleo	$n_{\text{núcleo}}$	n_{bainha}	Abertura numérica	atenuação dB/m
Avago	HFBR-R	PMMA <i>clear waveguide</i>	1	PMMA	1,492	1,417	0,47	0,19
Saint-Gobain	BCF-91A	WLS <i>multi-clad</i>	1	PS	1,6	1,49 / 1,42	0,74	n.d.

Ambas as fibras são *step-index* (Figura 4.13) pelo que a abertura numérica é constante ao longo de todo o núcleo [62].

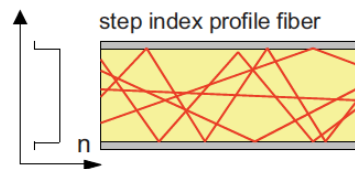


Figura 4.13: Perfil de uma fibra step-index [62].

Um maior ângulo de aceitação permite maior eficiência no acoplamento entre a fibra e o cintilador [69] e reduz as perdas associadas a curvaturas a que a fibra possa estar sujeita [62], pelo que a fibra BCF-91A apresenta características semelhantes ao cintilador (BCF-12) e uma maior abertura numérica (A_N) relativamente à fibra de PMMA. No entanto, e como referido anteriormente (Figura 4.8), as fibras com núcleo em Ps apresentam, à partida, maior atenuação na região do azul. Apesar disso a fibra BCF-91, sendo uma fibra WLS, pode apresentar um comportamento diferente das fibras de PS e fibras de PMMA usadas em telecomunicações. Por essa razão avaliou-se a resposta das duas fibras em diferentes situações, conforme descrito nas secções seguintes.

4.4.3.1. Preparação das fibras

O corte das fibras de plástico pode ser realizado com facilidade. No entanto a superfície da fibra fica com muitas imperfeições (Figura 4.14), implicando a dispersão da luz e possíveis perdas no acoplamento com o fotodetector.

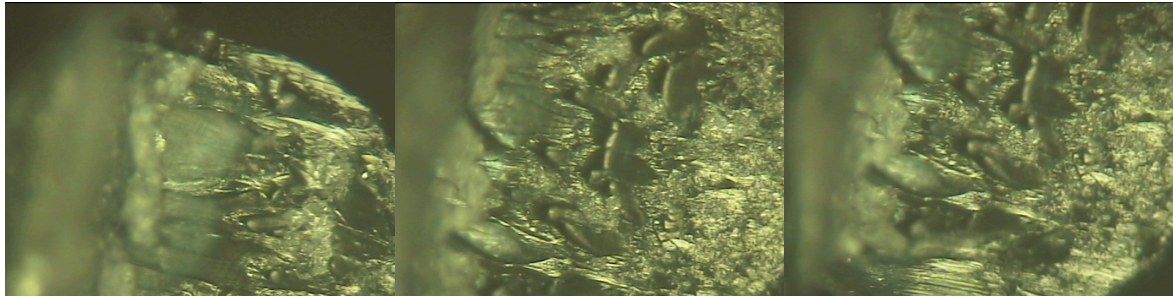


Figura 4.14: Aspecto de uma fibra óptica de plástico após o corte com um alicate de corte.

Para aumentar a eficiência no acoplamento é necessário realizar o polimento da extremidade da fibra. Para isso usaram-se três lixas de diferente índice, estando os resultados obtidos para cada uma dessas lixas ilustrados na Figura 4.15.

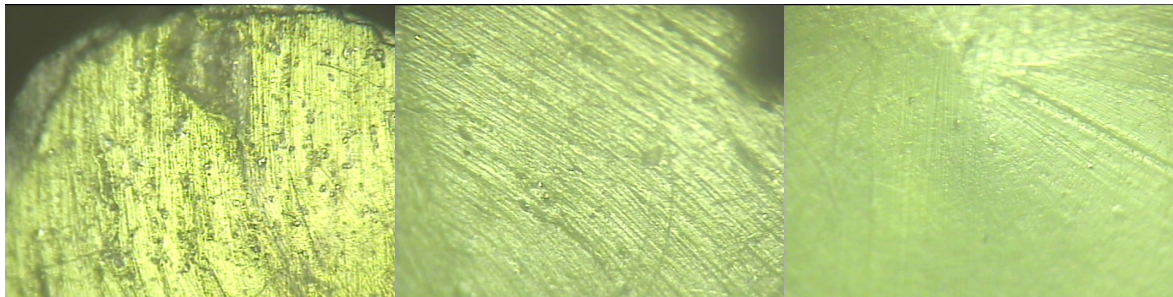


Figura 4.15: Etapas do polimento em três passos, com lixa com grão 1000, 600 e 3 μm .

4.4.3.2. fibra PMMA

A emissão do cintilador (BCF-12) é na região do azul com um máximo nos 435 nm. Para confirmar o comportamento da fibra de PMMA nesta região, foi realizado o estudo da transmissão da luz na fibra. Usou-se como fonte de luz branca uma lâmpada de tungstênio (12V, 9A), para colimação da luz da fibra usaram-se duas lentes de sílica fundida com distância focal de 75 mm. Como fotodetector usou-se um espectrômetro Avan Spec 1024. Na Figura 4.16 está representado o espectro normalizado da transmissão obtido para a fibra de PMMA. Perceptível à vista desarmada, a componente predominante na fibra observada situava-se na região do verde/amarelo. Tal está de acordo com o espectro obtido (Figura 4.16), no qual vemos que o máximo de intensidade corresponde sensivelmente aos 560 nm. Observam-se também os máximos de transmissão correspondentes às conhecidas janelas de atenuação de 520 e 650 nm.

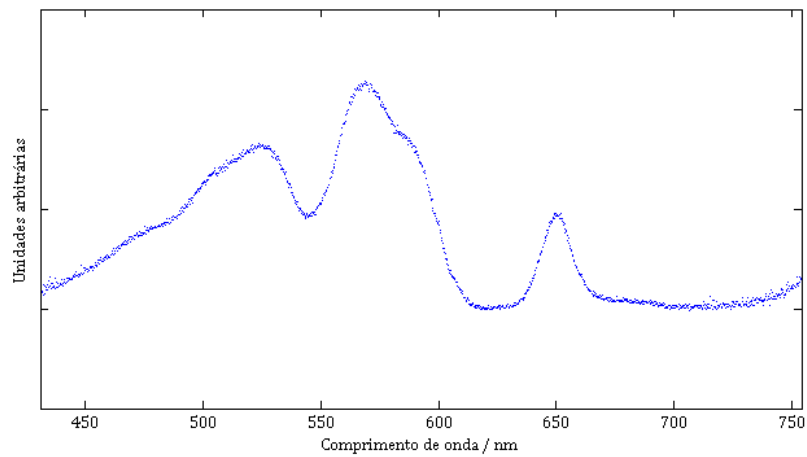


Figura 4.16: Transmissão na fibra de PMMA, corrigido relativamente ao espectro da lâmpada.

4.4.3.3. fibra BCF-91A

Espectro de emissão e absorção

De acordo com o fabricante, a fibra *wavelength shifter* (WLS) BCF-91A apresenta o seu máximo de absorção nos 425 nm, com emissão na região dos 500 nm (verde), Figura 4.17.

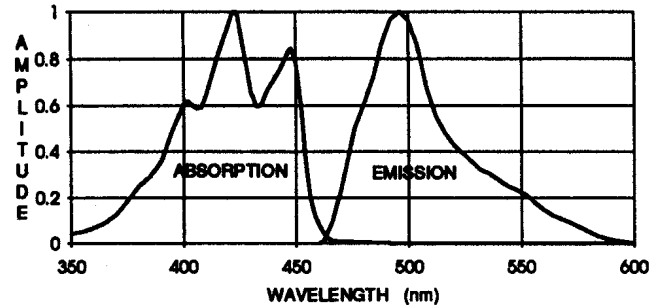


Figura 4.17: Espectro de absorção e emissão da fibra BCF-91A da Saint-Gobain [39].

Tal como efectuado para a fibra de PMMA, avaliou-se o espectro de transmissão para a fibra BCF-91A. Usou-se uma fibra BCF-91 com extensão de 2 m. Na Figura 4.18 estão representados os valores corrigidos relativamente à lâmpada.

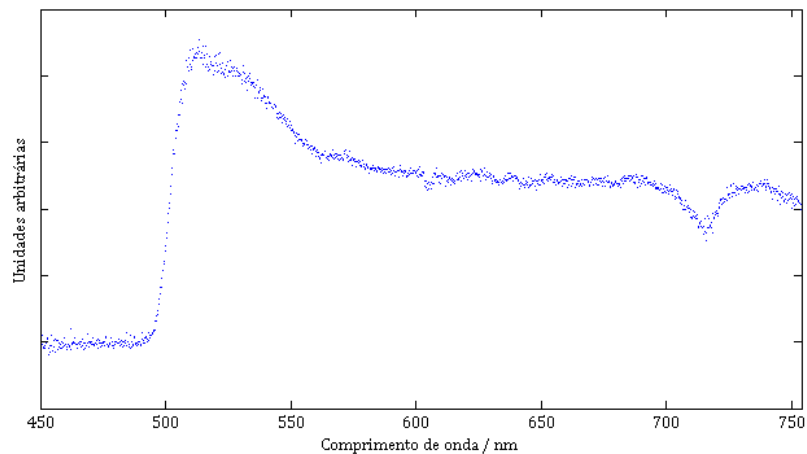


Figura 4.18: Transmissão na fibra BCF-91A, espectro corrigido relativamente ao espectro da lâmpada.

Como seria de esperar, devido à absorção que a fibra apresenta, verifica-se menor transmissão para comprimentos de onda abaixo dos 500 nm denotando-se claramente uma maior transmissão aos 510 nm aproximadamente. Analisando as figuras Figura 4.17 e Figura 4.18, verifica-se uma incoerência entre a informação apresentada, na medida em que os dados parecem indicar que a fibra apresenta absorção num pequeno intervalo da região em que emite. No espectro de transmissão (Figura 4.18) observa-se que a fibra absorve grande parte da luz até cerca dos 500 nm, c.d.o. que se sobrepõe em parte ao espectro de emissão da fibra (Figura 4.17).

Para esclarecer este aspecto, foi realizada uma análise PLE - *photoluminescence excitation*. O sistema de fotoluminescência de excitação divide-se em dois sub-sistemas, o sistema de excitação e o sistema de colecção. O sistema de excitação é constituído por um monocromador (Hr800) e uma lâmpada de Xénon de 1000 Watts, o acoplamento da lâmpada ao monocromador é feito por duas lentes de sílica fundida. As amostras são colocadas numa configuração “*back-scattering*” (o feixe de luz incide perpendicularmente à fibra). A luz de excitação monocromática (proveniente do sistema de excitação) é focada na fibra usando uma lente. A luz emitida pela fibra é colectada e focada na entrada do monocromador (associado ao sistema de recolha) através de uma lente. O sistema de recolha é constituído por um monocromador (Htr 1000) e um fotomultiplicador (Hamamatsu R980). Todo o controle e a aquisição de dados são realizados por um computador. Desta análise obtiveram-se os espectros e absorção e de emissão para a fibra BCF-91A quando irradiada com luz UV (aprox. 350 nm) (Figura 4.19).

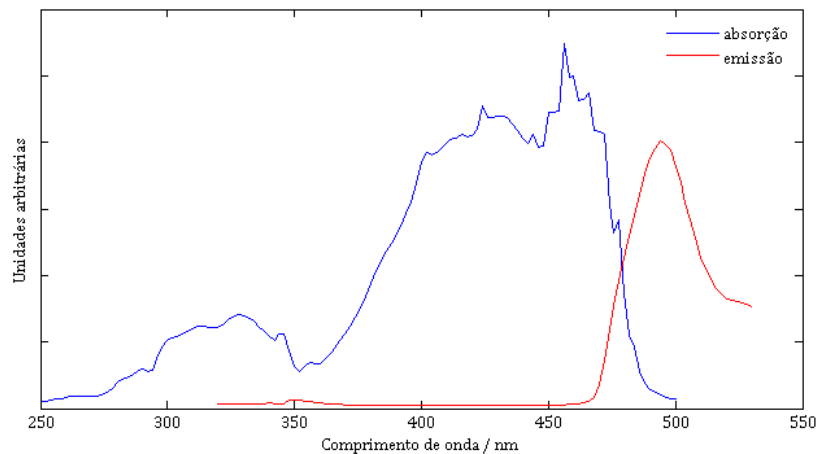


Figura 4.19: Análise PLE para a fibra BCF-91A.

Do estudo de PLE, observou-se que os espectros de absorção e atenuação apresentam uma pequena sobreposição que é maior do que a apresentada pelo fabricante (Figura 4.17). No entanto esta sobreposição observada, não deverá afectar significativamente a eficiência no *shift* da luz azul emitida pelo cintilador. O espectro de absorção obtido com o PLE, permite confirmar os resultados do estudo de transmissão realizado Figura 4.18.

Atenuação com a distância

A atenuação óptica de uma fibra descreve a perda de luz entre o *input* e o *output* nessa fibra [62]. As fibras *wavelength shifter* (WLS) são um tipo de fibra particular, pelo que os flúores responsáveis pelo *shift* vão aumentar a atenuação da luz na fibra [26]. O comprimento de atenuação corresponde à distância para a qual o feixe decai para $1/e$ da sua intensidade, ou para a qual cerca de 63% dos fótons foram parados. De acordo com o fabricante [39] o comprimento de atenuação ($1/e$) é superior a 3,5 m, no entanto o fabricante não refere para qual c.d.o. corresponde esta atenuação (pelo que se presume ser para os 500 nm aproximadamente, correspondendo ao pico de emissão da fibra).

Para identificar melhor o tipo de perdas inerentes à fibra BCF-91A procedeu-se a uma avaliação utilizando diferentes métodos: num caso e através de um método de referência usando uma fonte de luz na região do vermelho (onde se espera uma maior atenuação) e num outro caso, usando um LED azul, região do espectro coincidente com o espectro de absorção da fibra WLS BCF-91A.

Na área da comunicação, a determinação da atenuação em fibra óptica deve seguir os métodos de referência. Estes métodos podem ser destrutivos (método *cut-back*) ou não destrutivos (método de inserção e método de substituição). Dos métodos referidos anteriormente, o método *cut-back* (Figura 4.20) é o método com maior precisão, essencialmente porque permite manter as condições do acoplamento fibra-detector entre medições.

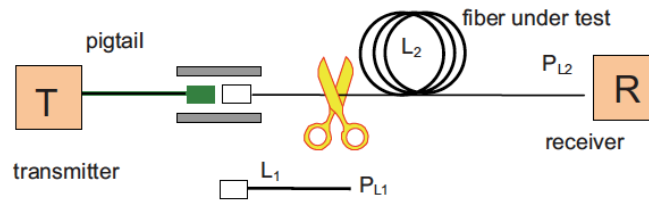


Figura 4.20: Método *cut-back* [62].

Optou-se realizar o estudo seguindo o método *cut-back*. O sistema usado encontra-se esquematizado na Figura 4.21.



Figura 4.21: Aparato experimental para estudo da atenuação na fibra.

Usou-se inicialmente uma fibra com 2 m de comprimento, medindo-se a resposta da fibra com um fotodíodo (IFD-91) ligado a um multímetro convencional. O valor obtido foi $V_0=2,80$ mV. As extremidades das fibras foram polidas como anteriormente descrito. Posteriormente cortou-se a fibra na extremidade junto ao LED (com emissão no vermelho), mantendo-se inalterado o acoplamento fibra-fotodíodo e poliu-se novamente a fibra, sendo o comprimento final $L_f=50$ mm. Determinou-se novamente a resposta da fibra, tal que $V_f=1,54$ mV, o que se traduz numa atenuação de 2,60 dB. Deste estudo constata-se que em 2 m, a atenuação do sinal verificada é cerca de 45 %, o que corresponderá aproximadamente a uma atenuação de 68% em 3 m, aproximando-se do valor indicado pelo fabricante [39]. No entanto, como consta na Figura 4.18, a menor atenuação da BCF-91A situa-se na região do verde, região de emissão da fibra. Ou seja, como foi usado um LED com emissão na região do vermelho os dados obtidos não podem ser assumidos como conclusivos. De qualquer forma verifica-se que a fibra apresenta elevada atenuação nesta região, como seria de esperar.

Para avaliar a atenuação da fibra na região do azul, procedeu-se a um segundo estudo com diferentes características do anterior. Neste estudo usou-se uma fibra com 75 cm (com extremidades polidas de igual forma), fazendo-se variar a posição da fonte luminosa em relação ao fotodetector (Figura 4.22).



Figura 4.22: Esquema ilustrando o movimento do LED em relação ao PMT.

Fez-se variar a posição do LED a uma distância de 700 mm a 50 mm do PMT. O LED azul foi alimentado utilizando um gerador de pulsos rápidos (largura do impulso de 100 ns). As medições M1 e M2 foram realizadas com o LED à mesma tensão, tendo sido a série M3 realizada para uma menor tensão aplicada ao LED (e logo menor intensidade luminosa), Figura 4.24. O fotodetector usado foi um PS-PMT H8711-03 com 16 canais (Hamamatsu). A sua resposta espectral tem uma gama entre os 185 e os

650 nm, com resposta máxima aos 420 nm (~20 % eficiência quântica). O PMT foi operado a uma tensão de polarização igual a 800 V. A fibra foi alinhada relativamente a um dos canais do PMT, usando-se para tal um adaptador desenvolvido para esse efeito (Anexo b). Na Figura 4.23 encontra-se esquematizado o sistema usado.

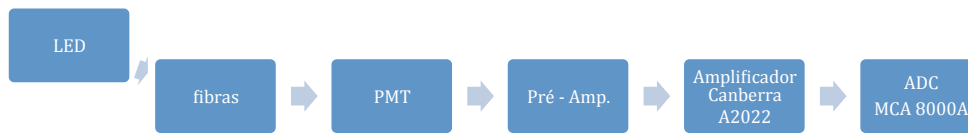


Figura 4.23: Aparato experimental para estudo da atenuação na fibra.

Realizaram-se três séries de medições (M1, M2 e M3) (Figura 4.24).

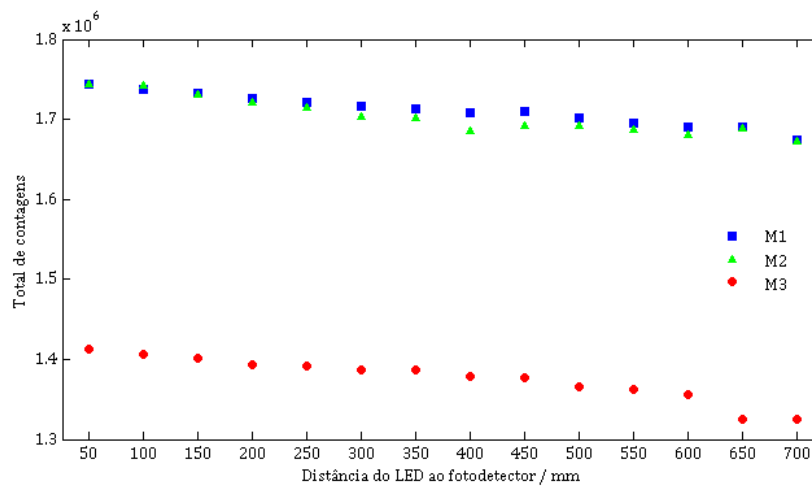


Figura 4.24: Estudo da atenuação com a distância para a fibra BCF-91A da Saint-Gobain.

Com este método, e numa variação de 65 cm, a variação do sinal correspondente às distâncias máxima e mínima para as séries M1, M2 e M3 foi 4,0 %, 4,2 % e 6 %, respectivamente. A ligeira variação entre as séries M1 e M2 diz respeito a pequenas diferenças no acoplamento entre a fibra óptica e o PMT.

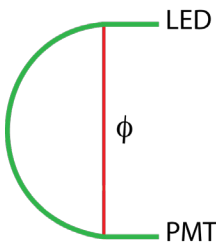

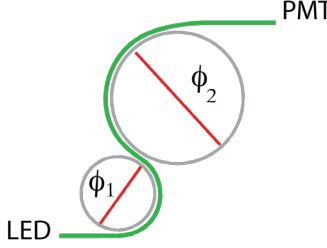
Em todos os casos identificados, a atenuação das fibras WLS é sempre superior a uma fibra de PMMA comum. Este aspecto representa uma clara desvantagem para a aplicação destas fibras como guia de luz.

Atenuação devido a curvaturas na fibra

Um dosímetro para braquiterapia prostática poderá ter duas configurações diferentes. Numa das opções o dosímetro é inserido através de um dos cateteres usados na implantação das fontes radioactivas. Numa outra alternativa o dosímetro poderá ser inserido com recurso a um cateter urinário, estando sujeito à curva anatómica da uretra com um ângulo de 160° [47], aproximadamente. Mantendo esta última opção em aberto, é conveniente avaliar possíveis perdas de sinal quando a fibra

guia de luz está sujeita a curvaturas mais ou menos acentuadas. Para isso estudou-se a atenuação nas fibras de plástico quando sujeitas a deformação. Foram realizados três estudos, conforme esquematizado na Tabela 4.4. De forma semelhante para os três estudos, o aparato usado é igual descrito anteriormente (Figura 4.23). Foram realizadas 3 medições em cada um dos casos. Para avaliar as possíveis perdas, comparou-se para cada um dos estudos (estudo 1,2 e 3) o número total de contagens de cada uma das medições com uma fibra de referência, com igual comprimento e sem qualquer curvatura.

Tabela 4.4: Configuração das fibras usadas no estudo da influência da curvatura na atenuação do sinal.

Estudo n.º	1	2	3
			
	Diâmetros: 58 e 94 mm	$\theta_{\min}=0^\circ$ e $\theta_{\max}=80^\circ$	$\Phi_1=1\text{ cm}$ e $\Phi_2=2\text{ cm}$
Atenuação máxima %	0,01	0,01	0,5*

* uma das avaliadas quebrou na curvatura de menor diâmetro, na outra fibra apesar da atenuação não ser significante a fibra ficou ligeiramente danificada e de forma permanente;

Considerando os resultados obtidos, as curvaturas a que possa estar sujeita a fibra do dosímetro não implicam, de acordo com este estudo, perdas significativas. No entanto, é importante realçar que no estudo 3, uma das fibras ficou permanentemente danificada na região da curvatura com menor diâmetro.

Influência dos fluidos biológicos na fibra

Um dosímetro adequado à medição da dose em tratamentos de braquiterapia da próstata poderá ser inserida no corpo usando um cateter urinário. O PMMA é um material hidrófobo, pelo que em primeira análise o contacto com fluidos biológicos não ter qualquer repercussão na fibra. De qualquer forma, e antecipando a possibilidade de dano na fibra quando em contacto com fluidos corporais, usou-se um *simulated body fluid* (SBF). O SBF é uma solução com concentração de iões inorgânicos semelhantes ao do plasma do sangue humano. Este fluido é usado frequentemente na avaliação *in-vivo* da bioactividade de materiais. A composição do SBF, de acordo com as concentrações propostas por Kokubo *et al.* (*cit in* [70]), está indicada na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Composição do SBF [70].

Material	Reagente	Quantidade / gpl
	NaCl	6,547
	NaHCO ₃	2,268
	KCl	0,373
	Na ₂ HPO ₄ .2H ₂ O	0,178
	MgCl ₂ .6H ₂ O	0,305
	CaCl ₂ . 2H ₂ O	0,368
	Na ₂ SO ₄	0,071
	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₃	6,057

As fibras foram mantidas a uma temperatura constante de 37,5 °C durante 24 h (fibra 2) e 48 h (fibra 3). Os resultados foram comparados com uma fibra de referência (fibra 1) que não esteve em contacto com o fluido. A avaliação foi feita medindo a resposta das fibras. Para isso iluminou-se cada uma das fibras com um LED azul numa das extremidades, colectando-se a luz na outra extremidade com o PMT, conforme descrito anteriormente (Figura 4.23).

Tabela 4.6: Variação na resposta das fibras submetidas a um SBF.

Fibra	Taxa total	Variação em relação à fibra de referência
Referência	794025	-----
24 horas	789778	0,5 %
48 horas	789495	0,6 %

Taxa total= n^o total contagens / tempo aquisição (*live time*)

Perante os resultados obtidos, aparentemente não há indícios de dano no revestimento e núcleo da fibra capaz de levar à perda de sinal, pelo que a variação da resposta das fibras observada não é significativa.

Avaliação de Stem-effect nas fibras guia

Quando irradiadas, para além de luz de Cherenkov as fibras ópticas de plástico podem apresentar radioluminescência (RL), sendo também este sinal uma fonte de ruído. Para avaliar a resposta das duas fibras (BCF-91A e Avago PMMA, ambas com 21 cm) usaram-se duas fontes de radiação gama, uma fonte de Cs-137 (4,25 µCi) e um fonte de Co-60 (0,24 µCi). Fez-se irradiar cada uma das fibras com a fonte de Cs-137 e posteriormente com a fonte de Co-60. A resposta das fibras foi medida com um PMT (Hamamatsu H8711). O aparato está esquematizado na Figura 4.25.



Figura 4.25: Esquema do aparato experimental.

Os dados obtidos encontram-se representados na Figura 4.26.

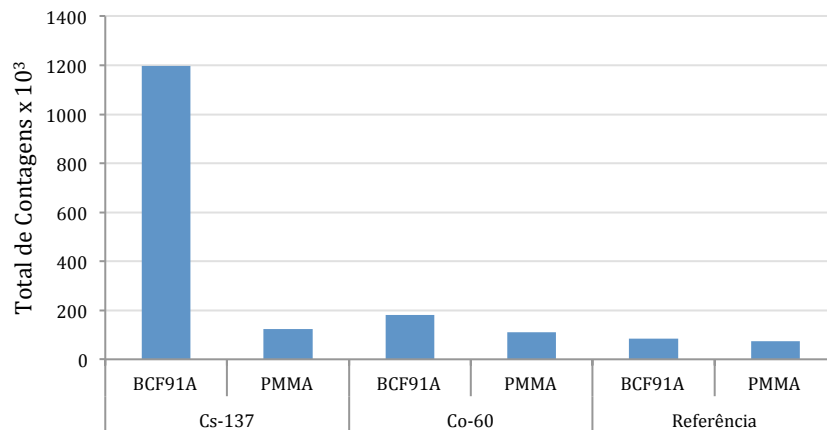


Figura 4.26: Resposta das fibras BCF-91A e Agilent PMMA quando irradiadas por Co-60 e Cs-137.

Nowoty [55] mostra que as fibras ópticas com núcleo de poliestireno (PS), apresentam maior radioluminescência do que as fibras de PMMA. O mesmo resultado observou-se com a fibra WLS (BCF-91A) em relação à fibra de PMMA.

Dos estudos realizados, verificou-se que a fibra BCF-91A apresenta uma atenuação considerável e poderá introduzir maior ruído ao sinal devido à sua elevada radioluminescência. Por essa razão, a fibra de PMMA é a opção mais indicada para o dosímetro. De qualquer forma, será interessante comparar o desempenho das fibra BCF-91A e PMMA quando acopladas à fibra cintilante (ver Capítulo 5).

4.5. Fotodetectores

A determinação da dose será possível após a quantificação da luz de cintilação. No caso específico da braquiterapia de baixa dose, a luz de cintilação é extremamente baixa. Como referido anteriormente, de um modo geral os dosímetros operam em modo de integração de carga, não permitindo deste modo o seu funcionamento para baixos fluxos de radiação devido à baixa SNR apresentada neste regime. Vimos que para baixas energias (aprox. <200 keV) a radiação de Cherenkov poderá ser desprezada. Para energias mais elevadas, esta limitação pode ser contornada por dosímetros baseados em plásticos cintiladores operando em modo de impulso. Desta forma a contribuição do *stem effect*, atribuído em grande parte à radiação de Cherenkov, poderá ser corrigida através da análise espectral. Para isso, será necessário utilizar um fotodetector capaz de produzir uma resposta efectiva ao impulso de luz produzido pela interacção da radiação na fibra cintilante. Os *Photomultiplier Tubes* (PMTs) ou os mais recentes *Silicon Photomultipliers* (SiPMs) são dois diferentes tipos de fotodetectores, ambos com elevada sensibilidade e elevado ganho, com capacidade de detecção de fóton único mas que apresentam propriedades distintas entre si. Os SiPM são um tipo de *Geiger-mode Avalanche Photo-Diodes* (G-APD). A designação destes dispositivos adquire ainda diferentes formas consoante o fabricante, por exemplo os *Multi-Pixel Photon Counter* (MPPC) da Hamamatsu Photonics (Japão), *Micro-*

pixel Avalanche Photo Diodes (MAPD) da Zecotek, (Canadá) ou os *Silicon Photomultiplier* (SPM) da sensL (Irlanda).

4.5.1. PMT

O PMT é um foto-sensor utilizado desde a década de 30, mas graças às melhorias contínuas este é ainda hoje o fotodetector mais usado na detecção de baixos níveis de luz [71]. Estes detectores distinguem-se pelo alto ganho e baixo ruído. São dispositivos versáteis e vastamente estudados, têm uma vasta gama de operação, podendo ir dos 120 aos 900 nm. São também dispositivos algo complexos. Um PMT convencional é um dispositivo que opera em vácuo onde estão contidos o fotocátodo, vários dínodos que correspondem a estágios de multiplicação de electrões e um ânodo onde o sinal é recolhido (Figura 4.27) [71].

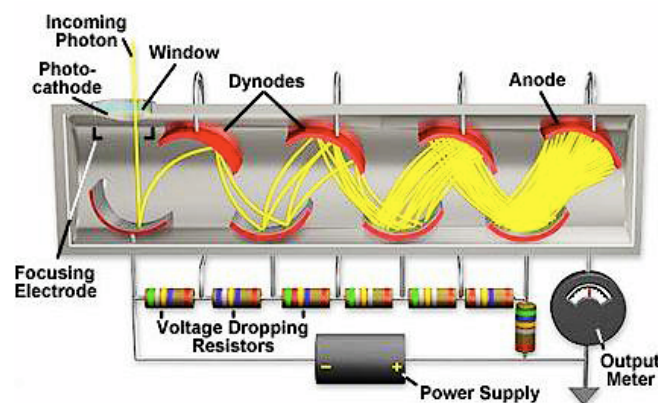


Figura 4.27: Estrutura de um tubo fotomultiplicador [38].

O material que constitui o fotocátodo é condicionante relativamente à gama de sensibilidade do PMT em questão. Após a incidência do fóton no fotocátodo, o processo de multiplicação é iniciado no primeiro dínodo, propagando-se o processo aos dínodos seguintes. Geralmente consistem em 8 a 14 dínodos, onde cada um dos dínodos permite alcançar um ganho com um factor de 4 ou 5. No último passo, os electrões são recolhidos no ânodo permitindo alcançar um ganho total na ordem dos 10^6 ou 10^7 electrões. Os PMT *biálcali* são os mais comuns, tendo um máximo de eficiência quântica próxima dos 28% para os 400 nm [38]. Este máximo corresponde ao c.d.o. da emissão dos cintiladores de NaI, sendo já considerados como os cintiladores *standard*.

Os PMTs são dispositivos sensíveis a campos magnéticos, pelo que a trajectória dos electrões no interior do PMT é facilmente perturbada por campos na ordem de poucos Gauss, o que na prática implica uma perda no ganho do detector [38]. A origem desta sensibilidade a campos magnéticos é devida à baixa energia dos electrões (na ordem dos 100 eV) que percorrem a distância entre os diferentes estágios. Estes fotodetectores são geralmente bastante dispendiosos devido à complicada estrutura mecânica no seu interior.

4.5.2. SiPM

Os SiPM são já uma séria alternativa aos tradicionais PMTs. De acordo com Theuwissen [72] os fotomultiplicadores serão convertidos para o silício. Os SiPM apresentam algumas das vantagens sobre os PMTs tais como o tamanho, peso, fiabilidade, consumo de energia, voltagem de operação, manutenção e insensibilidade a campos magnéticos. De facto, no caso em estudo, a opção pelos SiPM permite tornar todo o sistema menos dispendioso e mais compacto incrementando a sua portabilidade.

Desde 2007, estão disponíveis comercialmente os *Multi-Pixel Photon Counter* (MPPC) da Hamamatsu Photonics (Japão). Actualmente estes dispositivos têm sido usados em diferentes áreas tendo, por exemplo, aplicação em calorímetros para detecção de hádrons [73], detecção de muões e neutrinos, em astronomia nos telescópios de Cherenkov, no T2K *near detectors* onde serão usados aproximadamente 60000 dispositivos destes [42] e em física médica em detectores PET (*Position Emission Thomography*), etc.

Em Outubro de 2009 a Philips anunciou o primeiro *Digital Silicon Photomultiplier* (dSiPM), podendo-se considerar o início duma segunda geração dos SiPM. Este novo dispositivo combina no mesmo substrato de silício a tecnologia SiPM com a lógica CMOS de baixa voltagem [72].

4.5.2.1. Multi-Pixel Phonton Counters (MPPC)

Os *Multi-Pixel Phonton Counters* (MPPCs), representados (Figura 4.28) são um tipo de SiPMs produzido e comercializado pela Hamamatsu, Japão, desde 2007.

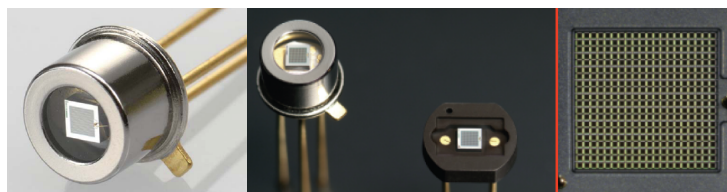


Figura 4.28: MPPCs, com diferentes *packages* (ao centro) e pormenor da área de detecção (à direita) [74].

Na Tabela 4.7, constam os MPPCs disponíveis comercialmente pela Hamamatsu. Estes apresentam diferentes características quanto ao *package*, área de detecção e tamanho do píxel.

Tabela 4.7: MPPCs da Hamamatsu, Japão [74].

Type No.	Photo	Active area (mm)	Package	Pixel size (μm)	Number of pixels	Spectral response range (nm)
S10362-11-025U		1 × 1	Metal	25 × 25	1600	320~900
S10362-11-050U				50 × 50	400	
S10362-11-100U				100 × 100	100	
S10362-11-025C			Ceramic	25 × 25	1600	
S10362-11-050C				50 × 50	400	
S10362-11-100C				100 × 100	100	
S10362-11-025P			Plastic (SMD)	25 × 25	1600	
S10362-11-050P				50 × 50	400	
S10362-11-100P				100 × 100	100	
S10362-33-025C		3 × 3	Ceramic	25 × 25	14400	
S10362-33-050C				50 × 50	3600	
S10362-33-100C				100 × 100	900	
S10931-025P			Plastic (SMD)	25 × 25	14400	
S10931-050P				50 × 50	3600	
S10931-100P				100 × 100	900	

O MPPC é essencialmente um opto-semicondutor com elevada capacidade de contagem de fótons, apresentando áreas de detecção típicas de 1 mm^2 , elevada eficiência quântica, elevada resolução temporal e mecanicamente robustos [74]. Contrariamente aos PMTs, os MPPCs são insensíveis a campos magnéticos e operam a baixas voltagens quando comparados com os PMTs. Os valores típicos para os MPPCs estão compreendidos entre os 25 V a 70 V enquanto os PMTs operam a valores de aproximadamente 1000 V.

Os detectores baseados em semicondutores baseiam-se num foto-efeito interno [71] o que significa que os fótons dão origem a pares electrão-lacuna no interior do semicondutor, dotando assim estes detectores de grande eficiência quântica. Como a corrente produzida por um fóton único não é mensurável, este tipo de detector necessita de um mecanismo interno de ganho. Um desses mecanismos é conhecido como “efeito avalanche” e é característico dos G-APDs (*Geiger-mode Avalanche Photo-diodes*).

Contagem de fótons pelo MPPC - Geiger Mode ADP

Cada pixel (Figura 4.29) nos MPPCs é composto por um APD podendo operar em modo linear ou em modo Geiger (G-APD). No modo linear o detector opera abaixo da tensão de ruptura, sendo o ganho na ordem das centenas, neste modo a carga de saída apresenta linearidade relativamente ao número de fótons injectados. No modo Geiger o detector opera a uma tensão de polarização ligeiramente superior à tensão de ruptura [71]. A uma dada tensão, quando um electrão entra na região de avalanche a junção do semicondutor colapsa tornando o APD condutor [71].

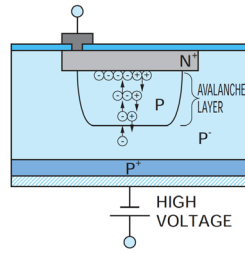


Figura 4.29: Píxel de um MPPC [74].

O fluxo de corrente resultante é considerável originando um sinal com o elevado ganho que é característico [74]. Esta descarga é conhecida como descarga Geiger [74]. Para evitar que a avalanche destrua o díodo, os pixéis estão acoplados entre si por resistência de *quenching*.

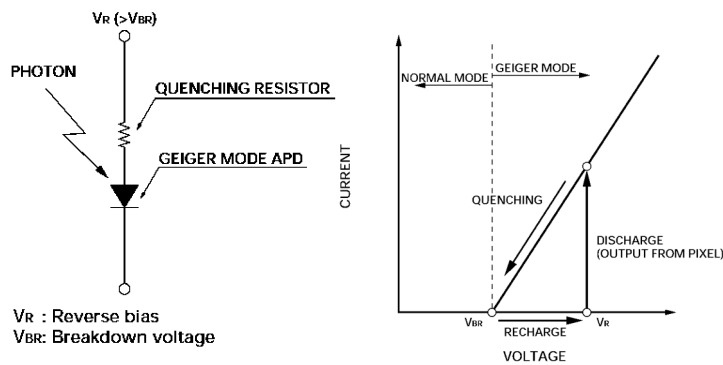


Figura 4.30: Circuito de quenching (esq.) e processo Geiger-Mode, esquema de descarga e recuperação da célula (dir.) [74].

O circuito de *quenching* (podendo ser activo ou passivo) (Figura 4.30, à esquerda) permite controlar o afluxo de carga (*inflow charge*) para o G-APD restaurando a operação normal após cada fotão através da diminuição da tensão de polarização do G-APD para a tensão de ruptura finalizando assim a descarga Geiger, ou seja, cessando o processo de avalanche [74]. Em suma, o fluxo de corrente resultante da avalanche que se torna autossustentável é parado pelo circuito de *quenching* para que o díodo possa detectar novos fotões. O ciclo de descarga e *reset* (Figura 4.30, à direita) é conhecido como modo Geiger [71, 74].

O resultado dos processos agora descritos é um ganho típico é da ordem de 10^6 . Em situações onde o fluxo de fotões incidentes é reduzido relativamente ao número de pixéis, o sinal é proporcional ao número de pixéis activados. Mas em dadas condições não se verifica linearidade da carga de saída relativamente ao número de fotões injectados. O output do MPPC é a soma de todos os pulsos unitários de cada um dos pixéis activados simultaneamente por fotões. No entanto, quando o número de fotões convertidos é consideravelmente superior ao número de pixéis, verificar-se-á não linearidade no sinal de saída. Basicamente, cada um dos pixéis ADP tem dois estados: *on* ou *off*. Isto resulta da incapacidade dos pixéis individuais distinguirem quando incide um único fotão ou múltiplos fotões simultaneamente, ou seja, apenas sabemos se há ou não incidência de fotões, correspondendo a pelo menos um electrão ou buraco que inicia o colapso - *breakdown*. Mas mesmo nessa situação é ainda

possível a contagem de fótons. Para contar o n^o de vezes que N ou mais fótons são detectados simultaneamente, deve-se definir um *threshold* de $N-0,5$ p.e..

Em suma, o *output* de um píxel é independente da energia do fóton o que significa que o G-APD não permite discriminar fótons, Figura 4.31 [74].

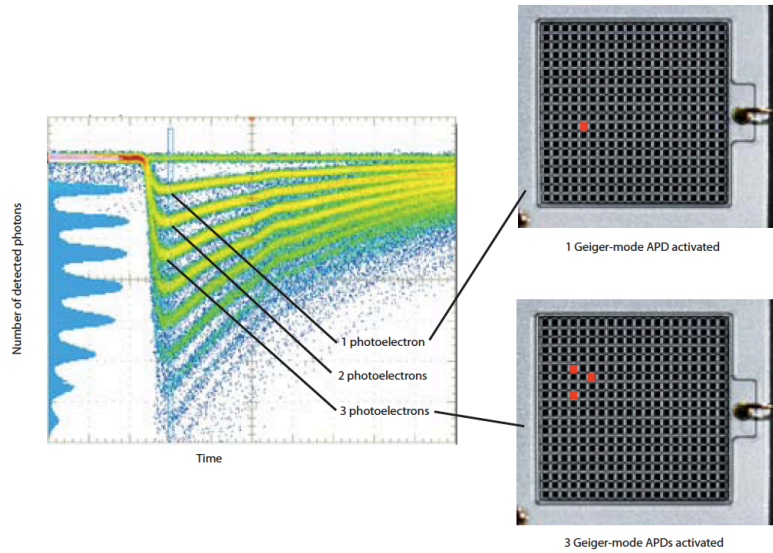


Figura 4.31: Activação simultânea de vários pixéis do MPPC [74].

Se a resposta de cada píxel for uniforme, o sinal do SiPM corresponde à soma de todos os sinais de cada um dos pixéis [74]. A carga do SiPM é dada por [71, 74]:

$$Q_{out} = C \times (V_R - V_{breakdown}) \times N_{activados} \quad (\text{Eq. 4.7})$$

onde C é a capacitância do pixel. Contudo, o MPPC tem um limite de fótons incidentes, igual ao número de pixéis para o qual atinge um estado de saturação.

Eficiência de detecção de fótons

A eficiência de detecção de fótons (PDE - *photon detection efficiency*) traduz a percentagem de fótons incidentes que são detectados pelo SiPM. A Figura 4.32 traduz a variação da PDE com o c.d.o. dos fótons incidentes para MPPCs com diferente dimensão dos pixéis e igual área de detecção.

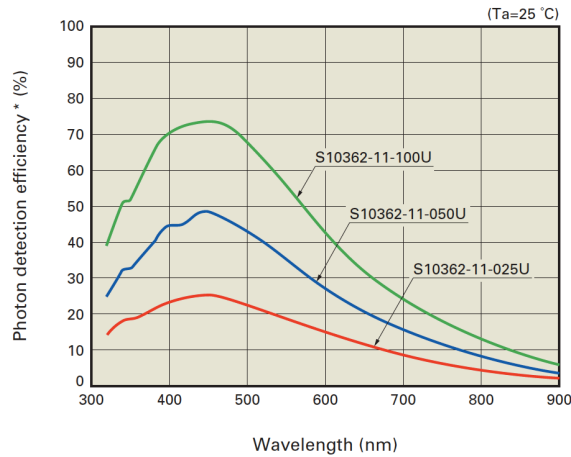


Figura 4.32: PDE incluindo efeitos de *afterpulse* e *cross-talk* [74].

Considerando a Figura 4.32, torna-se clara a dependência da eficiência de detecção com factores geométricos, resultado da distribuição dos G-APD individuais pela área sensível do MPPC, traduzida pela razão entre a área fotossensível e a área total (e.g. 1x1 mm²). A PDE depende não só de factores geométricos mas também da eficiência quântica e da probabilidade de ocorrência de avalanche [74], ou seja:

$$PDE = F_{geom} \times QE \times P_{avalanche} \tag{Eq. 4.8}$$

onde a probabilidade de avalanche é definida de tal forma que:

$$P_{avalanche} = \frac{\text{número de pixéis excitados}}{\text{número de fótons incidentes em pixéis}} \tag{Eq. 4.9}$$

Esta probabilidade traduz-se no facto de que nem todos os portadores gerados por fótons incidentes irão criar pulsos suficientemente largos passíveis de serem detectados. A eficiência quântica (QE) (%) está relacionada com a foto-sensibilidade do dispositivo (S), tal que [74]:

$$QE = \frac{S \times 1240}{\lambda} \times 100 \tag{Eq. 4.10}$$

Um menor número de pixéis e de maiores dimensões permite obter um maior efeito de preenchimento permitindo uma maior eficiência de detecção. Como se pode verificar a partir da Figura 4.32, o MPPC com 1600 pixéis (S10362-11-025U) apresenta menor eficiência de detecção comparativamente ao fotodíodo com 100 pixéis (S10362-11-100U). Na Tabela 4.8, está indicada a eficiência para MPPCs com *package* metálico de acordo com o número de pixéis e a sua dimensão.

Tabela 4.8: Eficiência de detecção para MPPCs metálicos com diferente número de pixéis [74].

Área activa	N.º de pixéis	Tamanho do píxel	Eficiência de detecção de fotoes
1 x 1 mm	1600	25 x 25 µm	25%
1 x 1 mm	400	50 x 50 µm	50%
1 x 1 mm	100	100 x 100 µm	25%

Isto reflecte várias particularidades, sendo que:

1. um fóton incidente pode ou não “cair” na superfície sensível do SiPM, uma vez que há regiões ocupadas por outros componentes tais como as resistências de *quenching* (Figura 4.33).

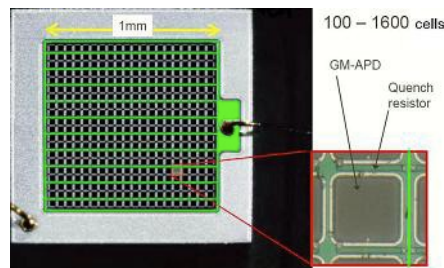


Figura 4.33: Pormenor da área de detecção de um MPPC [74].

A probabilidade de um fóton cair na área sensível é dada pela razão entre a área sensível e a área total, o que se traduz no factor de preenchimento:

$$\text{Factor de preenchimento} = \frac{\text{tamanho efectivo do pixéis}}{\text{dimensão total dos pixéis}} \quad (\text{Eq. 4.11})$$

Para a mesma área sensível, um número menor de pixéis com maiores dimensões permite obter um maior efeito de preenchimento uma vez que são evitados espaços mortos devido, por exemplo, às *quenching resistors* individuais.

2. Um fóton ao cair na área sensível pode ou não gerar um portador de carga que alcance a região de campo elevado, cuja probabilidade é dada pela eficiência quântica do silício e poderá rondar os 80-90% dependendo do c.d.o. do fóton.

3. Um portador de carga gerado por um fóton poderá ou não despoletar uma avalanche.

Ruído nos MPPCs

Vários factores implicam a manifestação de ruído no sinal do MPPC, sendo as maiores contribuições devido a *dark counts*, *crosstalk* e *afterpulsing*. Das contribuições anteriores a que levanta maior preocupação são as contagens no escuro - *dark counts*. Este factor constitui, provavelmente, a principal desvantagem dos MPPCs relativamente aos PMT's. As *dark counts*, por definição, consistem no número de pulsos no escuro com um *threshold* a metade da amplitude de um fóton (0,5 p.e.) e expressam-se geralmente na forma de taxa, traduzindo-se em pulsos de corrente despoletados por portadores de carga não gerados por fótons. Estes pulsos falsos resultam essencialmente de pares electrão-lacuna gerados termicamente mas também podem ter origem devido a prováveis electrões livres gerados por campos (*electron tunneling*), embora com muito menor significância. Estes *dark pulses* são equivalentes a pulsos gerados por fótons únicos, pelo que não são passíveis de discriminação entre estes. Os valores típicos variam dos 100 kHz aos MHz por mm² a 25 °C. No entanto, é muito menos

provável que sejam geradas *dark counts* ao nível de 2, 3 ou 4 fotoelectrões, o que significa que quando uma grande quantidade de fótons entram e são detectados, os efeitos das *dark counts* podem ser virtualmente eliminados, ao definir um *threshold* (limiar) adequado.

Para avaliar o impacto que o ruído térmico tem no desempenho do sistema desenvolvido, procurou-se diminuir a temperatura à qual o MPPC opera. Para isso o MPPC foi acoplado num suporte em alumínio que servia também de sistema de acoplamento para a fibra. A temperatura foi controlada com um termopar (leitura realizada com um multímetro) inserido junto ao MPPC (Figura 4.34). O arrefecimento foi conseguido com recurso a uma célula *peltier*, conseguindo-se uma temperatura mínima estável a 10°C. Abaixo desta temperatura verificou-se alguma condensação na superfície do sistema de arrefecimento, o que poderá causar um curto-circuito no MPPC.

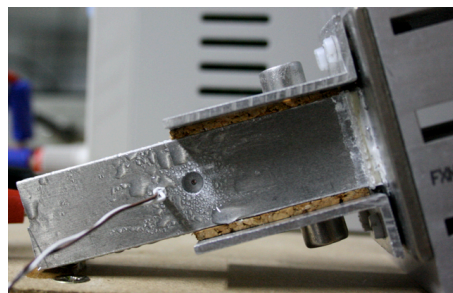


Figura 4.34: Condensação no sistema de arrefecimento para o MPPC.

A taxa de contagens no escuro, ou *dark rate*, corresponde ao número de *dark counts* por unidade de tempo. Foi avaliada a variação da taxa de contagens no escuro em função da temperatura e da tensão de polarização do MPPC, Figura 4.35. O sinal do MPPC foi amplificado com um amplificador Canberra A2111 sendo a conversão A/D realizada por um ADC/MCA Amptek MCA8000A. A fonte utilizada para polarizar o MPPC foi uma Ortec 710.

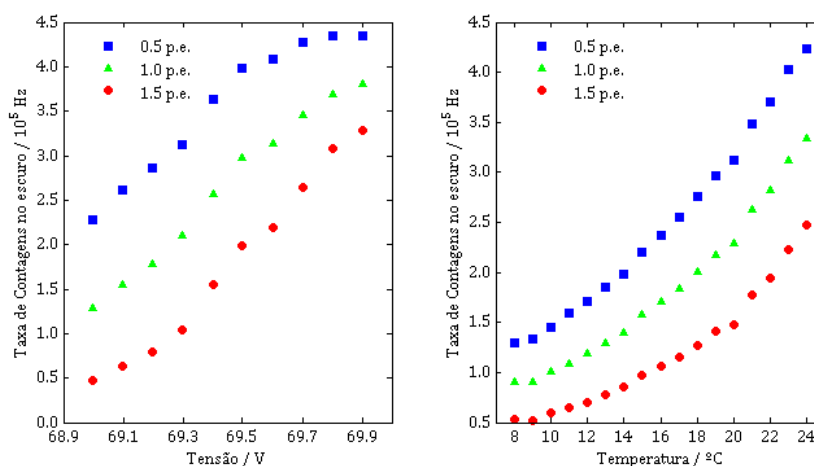


Figura 4.35: Variação das contagens no escuro em função da tensão de polarização a 22 °C (à esquerda) e da temperatura mantendo o ganho do MPPC constante (à direita).

Resumindo, o MPPC é um SiPM em que a detecção de fotoelectrões é de elevada resolução. Sendo um dispositivo de estado sólido é gerado ruído devido à excitação térmica mesmo na ausência de luz. Este efeito poderá ser contornado aplicando um valor de *threshold*. Outra solução passa por baixar a temperatura a que o MPPC opera. No capítulo seguinte, serão realizados alguns estudos para avaliar a resposta do MPPC com luz de cintilação e a diferentes temperaturas.

Na Tabela 4.9 são resumidas das principais características que diferem entre um PMT e um MPPC.

Tabela 4.9: Comparação entre PMTs e MPPCs

	PMT	MPPC
Ganho	$\sim 10^6$	$10^5 \sim 10^6$
Eficiência de fotodeteção	0,1~0,2	0,1~0,4
Resposta	rápido	rápido
Contagem de fótons	sim	excelente
Tensão de polarização	~ 1000 V	30~70 V
Tamanho	volumoso	compacto
Campos magnéticos	sensível	insensível
Custo	dispendioso	60~100 €
Estabilidade a longo prazo	boa	razoável
Robustez		
Ruído térmico	discreto	<1MHz
Intervalo dinâmico	bom	Determinado pelo número de pixéis

Protótipo desenvolvido

5.1. Configuração do protótipo

Depois de determinados quais os componentes adequados, a construção do dosímetro requer alguma atenção a fim de minimizar eventuais perdas de sinal. As componentes que constituem o dosímetro estão indicadas na Figura 5.1.

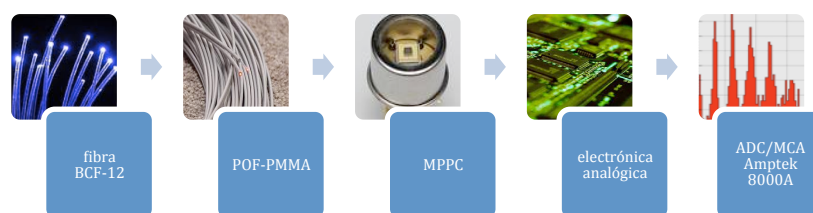


Figura 5.1: Componentes do dosímetro.

As opções comerciais para a electrónica de aquisição são tipicamente dispendiosas. Por essa razão desenvolveu-se o sistema de electrónica analógica. A digitalização do sinal é realizada com recurso a um conversor analógico-digital (ADC) comercial (Amptek ADC/MCA 8000A). Nas secções seguintes serão discutidos os aspectos importantes na montagem do dosímetro e electrónica associada.

5.2. Circuito electrónico de leitura

Uma parte importante no dosímetro é o sistema de processamento e aquisição do sinal. O sinal produzido no MPPC requer uma electrónica dedicada consideravelmente rápida. Comercialmente as opções são reduzidas e extremamente dispendiosas. Por essa razão foram feitos esforços para desenvolver a electrónica de leitura (pré-amplificação e amplificação do sinal). A resposta do MPPC é uma corrente com baixo nível. De um modo geral, esta baixa corrente é convertida em tensão e amplificada com recurso a um amplificador transimpedância [75, 76].

O esquemático do circuito de leitura desenvolvido está representado na Figura 5.2. Depois da conversão da corrente em tensão, é ainda usado um segundo opamp (amplificador operacional) para o ganho. Na Figura 5.2 não estão representadas as alimentações dos opamp.

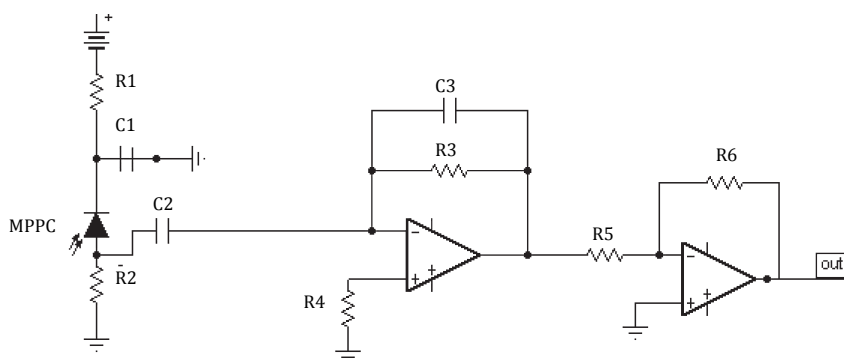


Figura 5.2: Esquema da electrónica analógica desenvolvida.

Os valores de R3 e C3 (Figura 5.2), definem o tempo de integração e serão condicionantes da forma do sinal. Um tempo de decaimento demasiado desajustado poderá levar à perda de informação. Os parâmetros do circuito têm de ser otimizados uma vez que certos efeitos indesejados podem verificar-se, como por exemplo, tempo de decaimento do sinal inadequado, saturação do sinal, ruído, diferença de impedâncias, etc.

Inicialmente o circuito foi montado em placas de teste realizando-se os primeiros estudos. Posteriormente e para minimizar o ruídos parasitas desenvolveu-se um protótipo da placa de circuito impresso (Figura 5.3).



Figura 5.3: Pormenor do esquema da placa (em cima) e da PCB antes de furada e montados os componentes.

Na Figura 5.4 estão representadas as formas do sinal no escuro obtidas para diferentes constantes de integração (variando a resistência R3 de 26 kΩ para 800 kΩ). Para conversão do sinal analógico para digital usou-se um ADC/MCA Ampetk MCA8000A. As aquisições foram realizadas a 24 °C. O MPPC foi polarizado a 70 V (T=24 °C) com um *threshold* de 0,5 p.e..

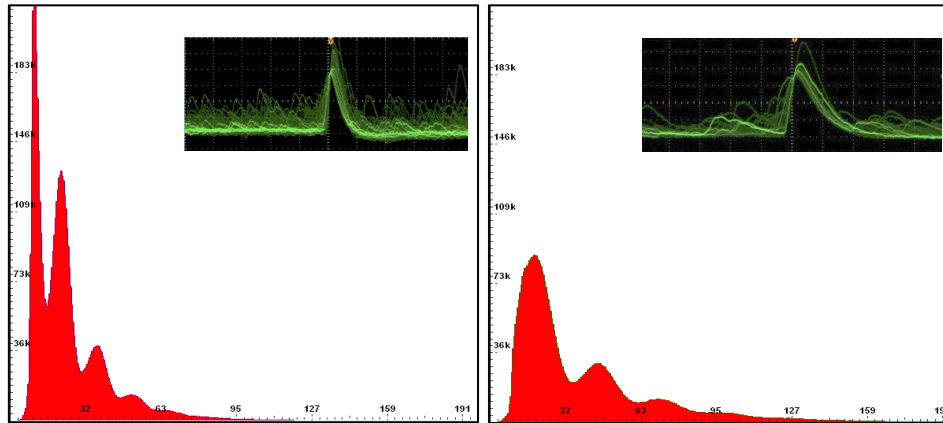


Figura 5.4: Aumento do tempo de decaimento do pulso com o aumento da constante de integração e respectiva resposta espectral.

Verifica-se que aumentado o valor de R3 deixa de ser possível discriminar o ruído electrónico do pico correspondente a 1 fotoelectrão (Figura 5.4, à direita). Uma vez que os espectros foram obtidos à temperatura ambiente e no escuro, é bem visível as *dark counts* geradas por 1, 2 e 3 fotoelectrões.

5.3. Acoplamento óptico

O acoplamento óptico entre as diferentes componentes do dosímetro requer alguma atenção. Um acoplamento imperfeito poderá implicar atenuação do sinal. A eficiência total de colecta ϵ de luz pode ser definida como o produto de quatro eficiências parciais [24] vindo:

$$\epsilon = \epsilon_1 \epsilon_{1-2} \epsilon_3 \epsilon_{3-4} \quad (\text{Eq. 5.1})$$

onde

ϵ_1 - fracção de fótons de cintilação com probabilidade de cair no cone de aceitação das duas fibras

ϵ_{1-2} - fracção de fótons transmitidos pela interface entre as duas fibras,

ϵ_3 - fótons transmitidos em todo o comprimento da fibra guia,

ϵ_{3-4} - fracção de fótons incidentes que são transmitidos através da interface fibra guia/fotodetector

A perda de sinal resultante de um acoplamento imperfeito pode ter diferentes origens tais como uma mau alinhamento, diferença no diâmetro dos núcleos, polimento imperfeito das fibras, etc. Na Tabela 5.1 são resumidos os principais factores que levam à perda de sinal no acoplamento entre fibras e fibra-fotodetector.

Tabela 5.1: Parâmetros associados à perda de sinal no acoplamento entre fibras e fibra-fotodetector [62].

Situação	Vista paralela	Vista frontal	Atenuação
Diferente diâmetro dos núcleos			$\alpha = 10 \log \left(\phi_1^2 / \phi_2^2 \right)$
Offset lateral			$\alpha = 10 \log \left(\frac{1}{1 - 4x/\phi\pi} \right)$
Ângulos entre os eixos das fibras			$\alpha = 10 \log \left(\frac{1}{1 - 2\theta_{\max}\epsilon/\theta_{\max}\pi} \right)$
Superfícies mal polidas			
Diferente abertura numérica			$\alpha = 10 \log \left(A_{N1}^2 / \phi_{N2}^2 \right)$
Separação entre as fibras			

5.3.1. Acoplamento fibra cintilante-fibra guia de luz

Bailey e Wright [77] referem que mesmo em condições ideais onde as fibras acopladas têm as faces perfeitamente lisas e suaves verifica-se inevitavelmente uma variação no índice de refração (quando se trata de acoplamento entre fibras idênticas). Tal é devido a uma pequena quantidade de ar entre as fibras o que por si só poderá representar uma perda de sinal na ordem dos 4% em cada interface, ou seja, plástico/ar e ar/plástico. Dessa forma a quantidade de energia perdida será 8% a que corresponderá uma perda de 0,34 dB [77]. No caso de fibras com elevada NA maior será a perda

resultante da separação entre fibras uma vez que os feixes divergem mais rapidamente [77]. A atenuação para pequenas separações (s) entre fibras de raio a , e usando um agente de acoplamento com abertura numérica N_0 , é dada por [77]:

$$\alpha = -10 \log \left(1 - \frac{s \cdot N_A}{4a N_0} \right) \quad (\text{Eq. 5.2})$$

Para estudar o melhor tipo de acoplamento, foram usadas fibras BCF-91A. Prepararam-se 10 fibras (tabela 4.1). As fibras F1 e F2 consistiam em duas fibras do tipo BCF-91A com 210 mm e foram usadas como referência. Todas as outras fibras (F2 à F9) consistiam em fibras do tipo BCF-91A igualmente com 210 mm que foram seccionadas (160 + 50) mm (e devidamente polidas) sendo posteriormente acopladas com diferentes agentes de acoplamento (Tabela 5.2) e inseridas as extremidades num pequeno tubo de plástico com diâmetro interno de 1 mm a fim de manter alinhadas as fibras e imóveis (ver Figura 5.7).

Tabela 5.2: identificação das fibras para o estudo do acoplamento.

Agente acoplamento	
F1, F2	n.a.
F3, F4	Grease óptica
F5, F6	Epoxy
F7, F8	Verniz
F9, F10	Ar

A *grease* óptica de silicone usada foi a BC-630, da Saint-Gobain com índice de refração 1,464 (F3 e F4). Este tipo de acoplamento não é de carácter definitivo e é procedimento comum no acoplamento dos cintiladores aos fotodetectores. Foi ainda usada uma cola *epoxy* UHU de duas componentes (resina e endurecedor) (F5 e F6) que após secagem rápida se mantinha transparente. Foi também avaliado o uso de verniz transparente (F7 e F8) no acoplamento das fibras.

O sistema usado é idêntico ao indicado na Figura 4.23. Foram realizadas quatro séries para cada conjunto de fibras e os resultados obtidos estão representados na Figura 5.5.

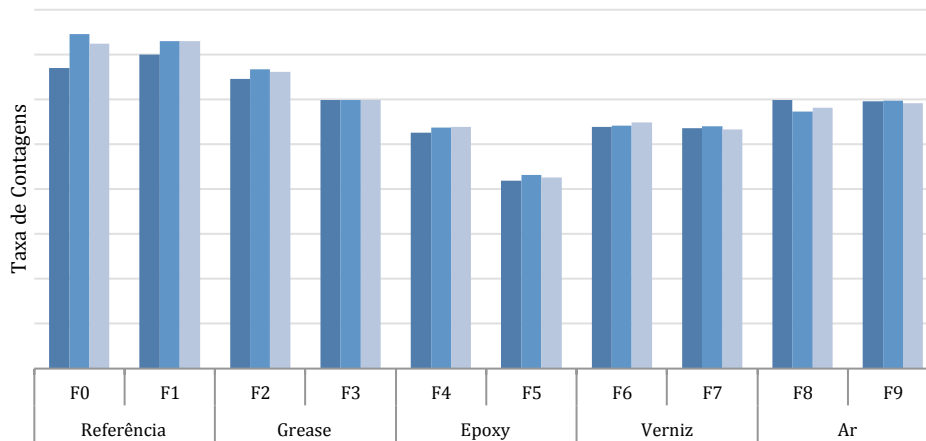


Figura 5.5: Taxa de contagens para diferentes acoplamentos.

Idealmente é desejável que não haja movimento relativo entre a fibra guia e a fibra cintilante, uma vez que qualquer afastamento ou desalinhamento entre as fibras poderá implicar perdas significativas. Por essa razão comparou-se a eficiência de formas de acoplamento definitivas em alternativa à *grease* óptica. Ainda assim, o melhor resultado foi obtido com a *grease* óptica. A cola *epoxy* apresentou os piores resultados do estudo. Vários autores referem o uso deste tipo de cola no acoplamento dos cintiladores às fibras guias de luz [45, 47]. Comercialmente são muitas as opções para este tipo de cola. Vários aspectos podem contribuir para o resultado indesejado. Pela indicação do fabricante depois de adicionadas as duas componentes e decorrido o tempo de secagem a cola seria incolor. No entanto observou-se um considerável número de pequenas bolhas no interior da cola. Estas bolhas terão um papel crucial na dispersão da luz, de tal forma que é facto suficiente para justificar os resultados observados para este tipo de acoplamento.

Para testar o acoplamento com a *grease* óptica, acoplou-se uma porção de fibra cintilante BCF-12 (com 5 cm de comprimento) às fibras guia (BCF-91A e a Agilent PMMA, ambas com 21 cm) Figura 5.6.

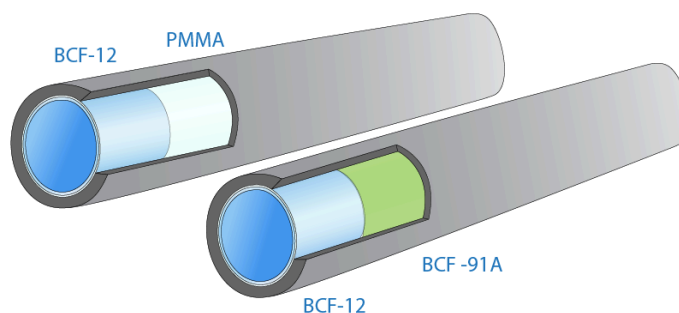


Figura 5.6: Acoplamento fibra cintilante às diferentes fibras guia.

Para manter constantes as condições de acoplamento entre a fibra cintilante e as fibras guia foram revestidas com pequenos tubos de plástico com diferentes comprimentos (Figura 5.7), tapando a fibra cintilante apenas uma pequena porção (acoplamento 1, fibras F1 e F3) ou toda a fibra (acoplamento 2,

fibras F2 e F4). Cada uma das fibras foi irradiada com uma fonte de Cs-137 ($4,25 \mu\text{C}$) (Figura 5.8). O sinal foi lido com um PMT H8711 (Hamamatsu) a uma tensão de 800 V, mantendo-se as condições referidas anteriormente (Figura 4.25).

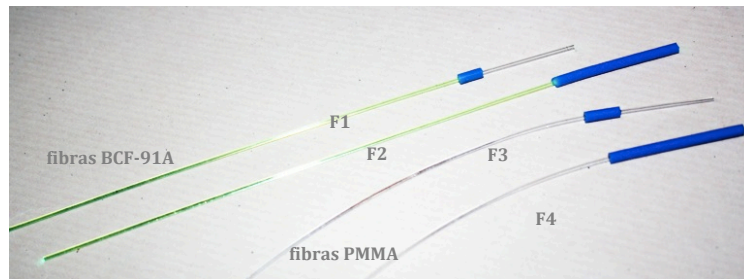


Figura 5.7: Fibra cintilante acoplada a fibras BCF-91A (F1 e F2) e fibras de PMMA (F3 e F4) e com diferentes acoplamentos.

Os dados obtidos estão indicados na Figura 5.8.

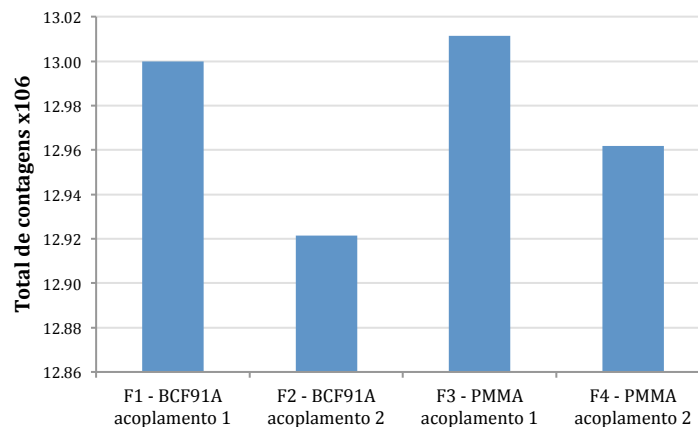


Figura 5.8: Comparação na contribuição para o *stem-effect* pelas fibras guia.

A primeira observação a realçar é a diferença de resultados para os diferentes tipos de acoplamento (designados como acoplamento 1 e 2). Tal deve-se essencialmente ao comprimento do revestimento usado, pelo que no acoplamento 2 todo o cintilador está inserido no tubo de plástico, comportando-se este como meio atenuador. Por outro lado, e como seria espectável, para o conjunto cintilador-fibras BCF-91A (fibra WLS), para ambas as situações (acoplamento 1 e 2) o número de contagens é sempre inferior ao do conjunto cintilador-fibra PMMA. Verifica-se mais uma vez que a fibra WLS apresenta maior atenuação. Realça-se também que o comprimento de fibra guia usado neste estudo é apenas de 21 cm, pelo que numa aplicação prática (em ambiente hospitalar) onde seria necessário uma maior extensão de fibra e devido ao seu fraco desempenho, o uso da BCF-91A não será viável, como já havia sido concluído anteriormente.

5.3.2. Acoplamento fibra-fotodetector

O acoplamento entre a fibra e o fotodetector foi realizado com recurso a duas peças (Anexo a), uma para servir de suporte à fibra óptica e a outra para o MPPC (Figura 5.9). Para otimizar a eficiência do acoplamento usou-se *grease* óptica entre a fibra e o MPPC.

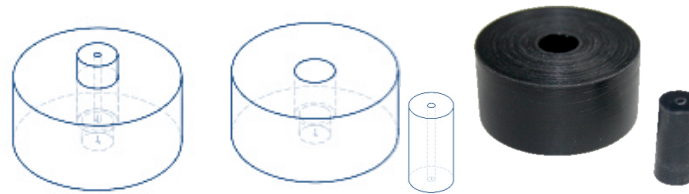


Figura 5.9: Peças para o acoplamento da fibra óptica ao MPPC.

5.4. Optimização

A luz de cintilação originada na fibra cintilante pode ser transmitida em qualquer sentido na direcção do eixo da fibra, isto significa que parte considerável da luz produzida no cintilador é perdida (Figura 5.10). Revestindo a extremidade “livre” do cintilador com um material reflector, parte desta luz de cintilação pode ser reflectida para o interior da fibra (Figura 5.10, à direita). Nesse sentido, foram avaliados diferentes materiais reflectores aplicados numa das extremidades das fibras após polimento.

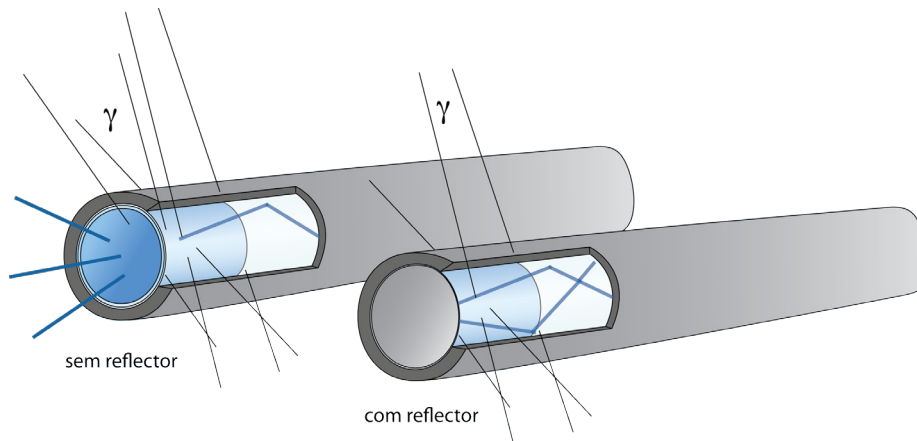


Figura 5.10: Perda de luz de cintilação (esquerda) e aumento da eficiência usando um material reflector na extremidade da fibra cintilante (à direita).

O dióxido de titânio (TiO_2) é um reflector comum, tendo as mais diversas aplicações (como por exemplo em protectores solares). As tintas brancas com base em dióxido de titânio constituem um revestimento frequentemente usado no revestimento de cintiladores. Foram avaliadas duas marcas diferentes de tintas de óleo branco titânio (Tinta branca 1 e 2) e uma tinta acrílica branca (Tinta branca 3). Para comparação preparou-se uma amostra com tinta de óleo preta (Tinta preta). Avaliou-se também a eficiência do alumínio como material reflector. Para isso procedeu-se à deposição do alumínio na extremidade da fibra por evaporação térmica em vácuo. Avaliou-se também o efeito de verniz transparente (verniz estético comum) com índice de refração aproximado ao do núcleo das

fibras. Como referência usou-se uma fibra sem qualquer material na extremidade. O sistema utilizado para o estudo está representado na Figura 5.11.

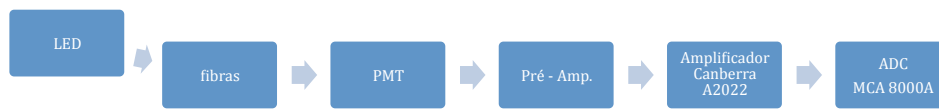


Figura 5.11: Aparato experimental para o estudo.

Na Figura 5.12 são apresentados os resultados obtidos.

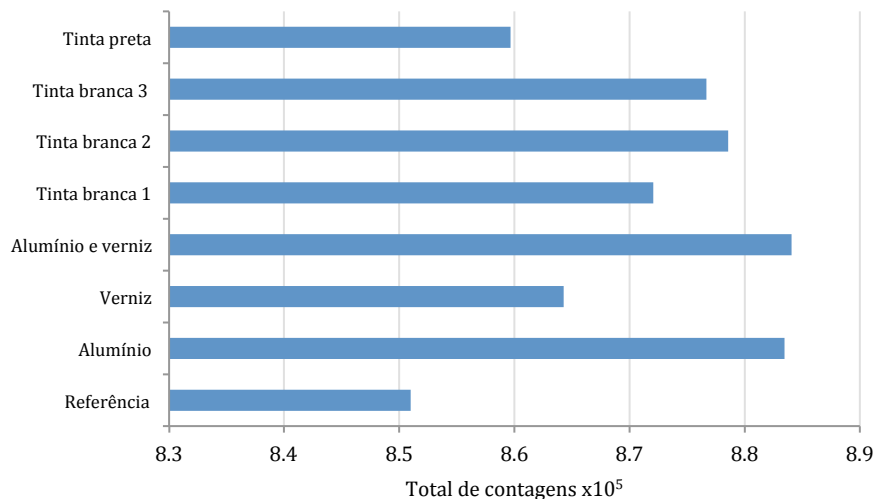


Figura 5.12: Diferenças na reflexão da luz de cintilação na extremidade da fibra por diferentes materiais.

Verifica-se em todas as situações um aumento da luz de cintilação a chegar ao fotodetector, pelo que o revestimento da extremidade da fibra é um parâmetro importante. Este aspecto ganha maior relevância para sinais de baixa intensidade, como é o caso da dosimetria de baixa taxa de dose. Dos métodos estudados, a aluminização foi o processo que apresentou melhores resultados. No entanto, o processo de deposição do alumínio na fibra é também o que exige maior atenção. As POF são relativamente sensíveis à temperatura, podendo sofrer dano permanente a temperaturas próximas dos 70 °C. Como a deposição é realizada em vácuo por evaporação térmica, é extremamente importante garantir que a fibra não é sujeita a temperaturas inadequadas.

5.5. Avaliação da resposta para diferentes tamanhos da fibra cintilante

A resolução espacial do dosímetro, será tanto maior quanto menor for o volume do cintilador usado. Para avaliar o volume de cintilador indicado, acoplou-se a cada uma das três fibras de PMMA (com igual comprimento e polidas de igual forma) uma fibra cintilante com 5, 10 e 20 mm, respectivamente. Posteriormente, a extremidade com a fibra cintilante foi irradiada por uma fonte de Cs-137 com actividade 4,25 µCi e posteriormente por uma fonte de Co-57 (~200 µCi).

O tempo de meia-vida do Co-57 é aproximadamente de 272 dias. O aparato está descrito na Figura 5.13.

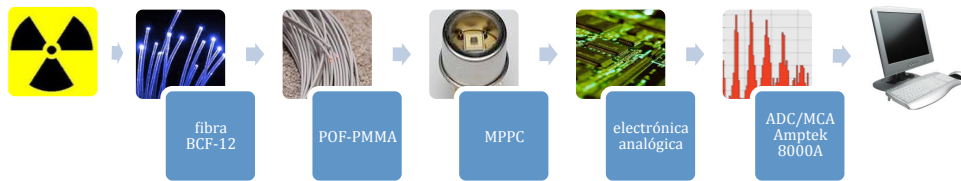


Figura 5.13: Esquema do aparato usado.

Para emissores de baixa energia como o Co-57 e perante a baixa actividade da fonte, o sinal de cintilação resultante das emissões gama desta fontes é pouco intenso. Nesta situação o sinal de cintilação torna-se imperceptível do ruído associado à eletrónica e ao ruído térmico do MPPC. Assim, a uma temperatura ambiente de 24 °C apenas para o Cs-137 foi possível observar o sinal de cintilação para os 5, 10 e 20 mm de cintilador (Figura 5.14).

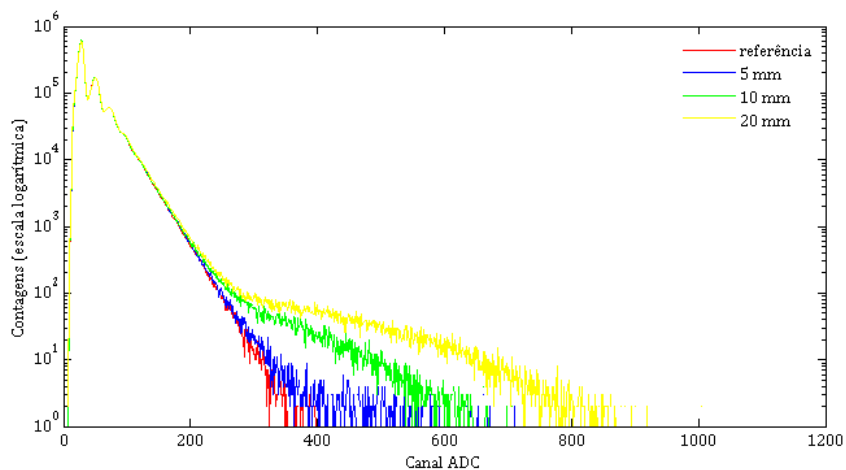


Figura 5.14: Espectro de cintilação com Cs-137, aquisição com MPPC.

No sentido de avaliar as diferenças entre o sistema desenvolvido e o sistema com o PMT, foram realizados os mesmos estudos mas agora com o PMT. O sistema utilizado está esquematizado na Figura 5.15.



Figura 5.15: Esquema do aparato usado.

Os resultados obtidos estão indicados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3: Valores obtidos para a cintilação com Cs-137 e Co-57, aquisição com PMT.

Fonte	Energia média /keV	Actividade /μCi	L cintilador /mm	Ganho	Taxa total de contagens*
Co-57	122	~200	5	1k	202,16
			10		313,62
			20		553,04
Cs-137	622	4,25	5	300	536,99
			10		656,02
			20		698,70

* a taxa total de contagens corresponde ao total de contagens/tempo de aquisição (*live time*)

Contrariamente ao observado para o sistema desenvolvido, com o PMT e com um ganho de 1k foi possível observar o sinal de cintilação com 5, 10 e 20 mm de cintilador quando irradiadas com a fonte de Co-57.

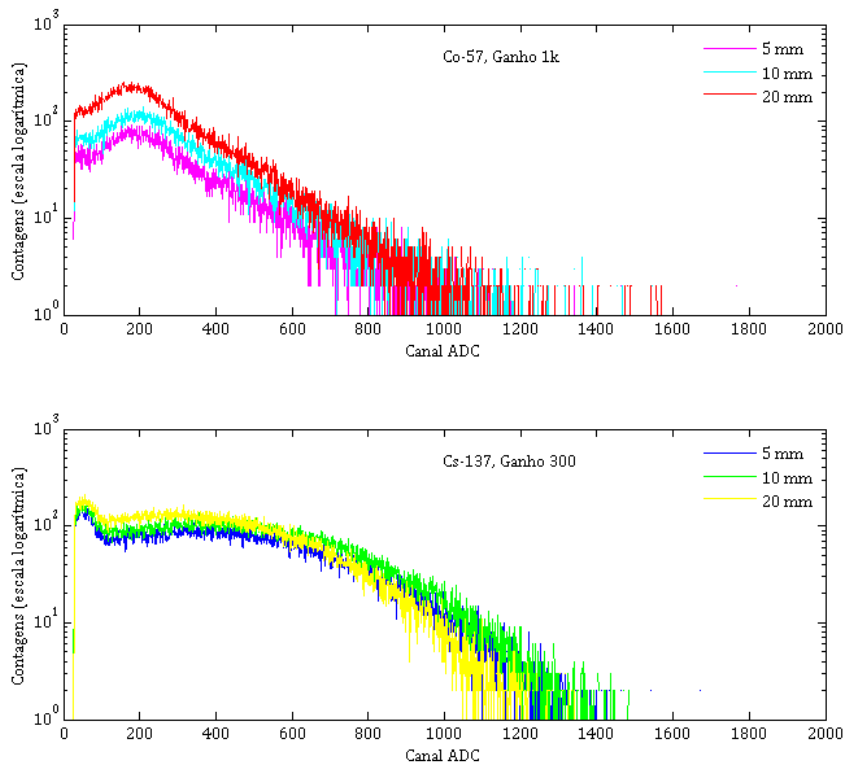


Figura 5.16: Resposta espectral para Co-57 e Cs-137 para vários tamanhos da fibra cintiladora quando acoplada a um PMT.

A emissão da fonte de Co-57 tem o pico de maior intensidade para 122 keV, o que é consideravelmente inferior à emissão média da fonte de Cs-137. A principal razão encontrada para a limitação do sistema

desenvolvido utilizando o MPPC reside no facto da emissão de cintilação com o Co-57 se sobrepor ao ruído do sistema. Em grande parte, tal deve-se ao ruído térmico do MPPC.

Foram realizados testes para diferentes comprimentos do cintilador (5 e 20 mm) e com várias fontes radioactivas (Tabela 5.4).

Tabela 5.4: Fontes de radiação usadas no estudo do desempenho do MPPC a 10 °C.

Fonte	Energia média /keV	Actividade /μCi
Co-57	122	~200
Cs-137	622	4,25
Co-60	1173	~0,24

O MPPC foi polarizado a 69,7 V registando-se uma corrente de 0,17 μA. Os espectros obtidos estão representados na Figura 5.17.

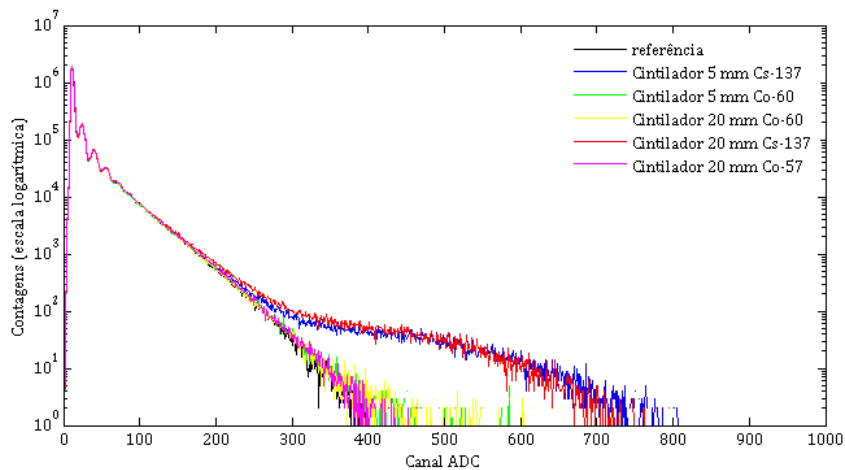


Figura 5.17: Espectros de cintilação obtidos com o MPPC operando a 10 °C.

Iniciou-se o estudo para a fibra com 20 mm quando irradiada pelas diferentes fontes. A esta temperatura já se evidencia uma pequena contribuição da fonte de Co-57 (Figura 5.17 - rosa), que no entanto é quase insignificante. A fonte de Co-60 utilizada é de actividade reduzida, ainda assim, considerando o espectro de referência é possível distinguir o sinal associado à cintilação originada pela fonte de Co-60 (Figura 5.17 - amarelo). Para a mesma fonte, mas com 5 mm de cintilador é igualmente possível observar o sinal de cintilação (Figura 5.17 - verde). Tal permite verificar ser possível usar um comprimento de cintilador inferior e ao mesmo tempo permite melhorar a resolução espacial do dosímetro.

Com estes estudos mostramos ainda que é possível ler a resposta do dispositivo em modo de contagem de fóton único, o que poderá abrir novas perspectivas na dosimetria para baixas actividades.

Capítulo 6

Primeira avaliação ao protótipo e trabalho futuro

A calibração de um dosímetro/fontes para braquiterapia é um processo relativamente difícil, sendo essa tarefa incomportável no contexto dos trabalhos realizados. Foram, contudo, realizados alguns testes afim de aferir a linearidade do dosímetro com a variação da intensidade e da energia dos fótons incidentes. Os resultados são apresentados nos pontos que se seguem.

6.1. Comportamento do protótipo - estudos iniciais

Após verificar a resposta do dispositivo em modo de contagem de fóton único, procedeu-se a um novo estudo agora em modo de integração de carga medindo a corrente gerada no MPPC como resultado da detecção da radiação na fibra cintiladora. Para este estudo foi usado um tubo de raio-X com ânodo de molibdénio e janela de berílio com 25 μm de espessura e a fibra cintilante foi colocada a uma distância aproximada de 15 cm relativamente à janela do tubo de raio-X. A resposta do detector com a energia depositada foi avaliada mantendo a corrente no tubo de raio-X a um valor conhecido. De seguida variou-se a tensão desde os 10 keV até aos 50 keV e registou-se a variação da corrente no MPPC. Os valores da corrente foram lidos directamente da fonte de tensão usada na polarização do MPPC (69V), operando a 24 °C. Os resultados obtidos estão representados na Figura 6.1.

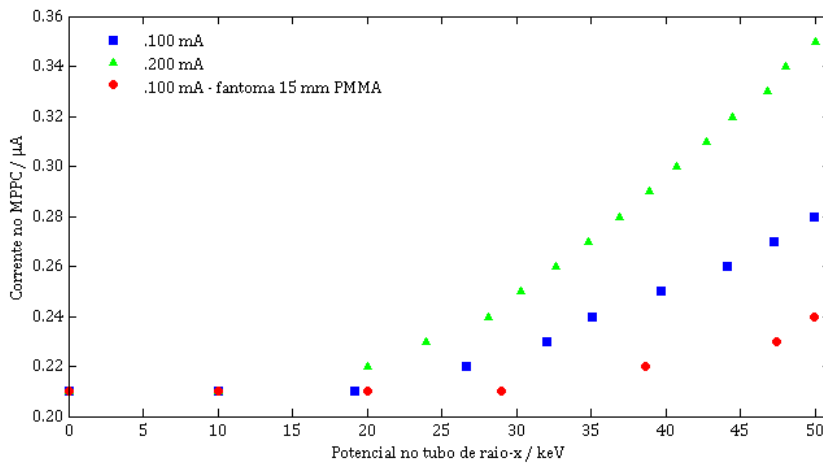


Figura 6.1: Corrente no MPPC originada pela luz de cintilação sob o efeito de raio-X de diferentes energias.

O tubo de raio-X emite numa gama contínua, pelo que o aumento da tensão no tubo de raio-X, aumenta a energia máxima dos fótons raio-X emitidos, apesar do feixe de raio-X incluir também fótons de energia inferior. A vermelho (Figura 6.1) está representada a atenuação num fantoma de PMMA com uma espessura de 15 mm. O comportamento do dosímetro com o aumento da energia dos raio-X aproxima-se a uma variação com forma exponencial. Comparando as séries com uma corrente de 100 e 200 mA, verifica-se que uma menor corrente no tubo implica menor energia depositada na fibra, o que se traduz em menor corrente no MPPC como resultado de menor luz de cintilação.

Para estudar esta dependência, da resposta do sistema com o aumento da dose (a qual que é proporcional ao número de fótons emitidos para um potencial de aceleração fixo), foram realizadas três séries de medidas para diferentes tensões no tubo iguais a 20, 25 e 30 keV, Figura 6.2, mantendo a temperatura do MPPC a 24 °C.

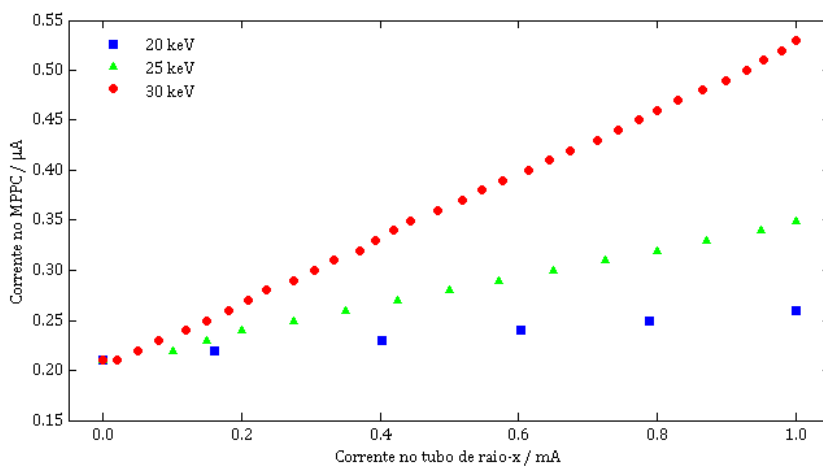


Figura 6.2: Aumento de corrente no MPPC originada pela luz de cintilação com a dose.

Verifica-se a partir deste estudo (Figura 6.1), que a corrente de resposta no dosímetro é directamente proporcional à corrente do tubo de raios X e logo à dose absorvida na fibra cintiladora. Também se verifica que a sensibilidade do sistema é elevada, uma vez que apresenta uma resposta visível mesmo para valores baixos da corrente do tubo de raios-X (<50 μ A).

Esta sensibilidade para baixas taxas de radiação só é possível uma vez que o MPPC apresenta um ganho elevado, situação diferente da que acontece quando da utilização de um fotodíodo convencional (de ganho unitário) em que a sensibilidade é pelo menos duas ordens de grandeza inferiores [13].

6.2. Trabalho futuro

Vários factores podem condicionar o desempenho de um dosímetro com a configuração descrita e aqui desenvolvido. Os principais factores a melhorar são o acoplamento cintilador/fibra guia e o sistema de arrefecimento do fotodetector. A calibração do dosímetro e comparação com outros tipos de dosímetro permitirá avaliar a eficácia do dosímetro desenvolvido.

A opção pelas fibras ópticas cintilantes permite, em primeira análise, obter um dosímetro pequeno evitando assim a perturbação do campo de radiação que está a ser medido, sem dependência com a temperatura, com boa resolução espacial (podendo ser melhorada ainda, reduzindo o volume de cintilador) e de grande sensibilidade o que poderá ser benéfico em situações de elevado gradiente de dose. Na braquiterapia postática e perante a forma de distribuição das sementes radioactivas, espera-se encontrar um elevado gradiente de dose na região fronteira da próstata. Devido ao seu carácter, tecido equivalente, não é necessário aplicar factores de correcção. No entanto numa fase seguinte será interessante calibrar o dosímetro e avaliar o seu comportamento sob diferentes condições, não apenas com fontes de braquiterapia mas também para campos de maior energia (CLINAC) usados e radioterapia. Os tratamentos com o CLINAC são tratamentos de elevada dose e elevadas energias, o estudo do dosímetro com este acelerador permitirá avaliar a possível perda de linearidade com a dose depositada. Como referido no Capítulo 2, é conhecido que a elevadas energias as fibras ópticas cintilantes e não cintilantes podem sofrer dano. Igualmente referido, de acordo com Wick e Zoufal [56] a baixas doses e baixas taxas de dose, observou-se para a fibra cintilante BCF-12 o aparecimento de centros de absorção instáveis de curta duração. Este aspecto suscita alguma preocupação e deverá, em trabalhos futuros, ser avaliado o seu impacto no desempenho do dosímetro. Por essa razão, mas não exclusivamente, será interessante realizar outros estudos avaliando a dependência com a taxa de dose assim como a dependência angular.

Nas condições sob as quais o dosímetro foi estudado, e pela análise espectral não foi observável o ruído associado ao efeito de Cherenkov. De um modo geral as fontes de radiação usadas eram de baixa energia, no entanto o Cs-137 tem emissão gama com energia de 622 keV. Sabe-se que a luz de Cherenkov é de baixa intensidade razão pela qual poderá, aparentemente, não se distinguir do ruído do próprio sistema (e.g. *ruído electrónico e dark counts*). Como referido, em braquiterapia são usadas

fontes de baixa energia, de um modo geral inferior a 200 keV, o que está no limite mínimo para a ocorrência do efeito de Cherenkov. Este é, no entanto, um aspecto que não poderá ser deixado de avaliar numa situação clínica.

O uso dos MPPCs como fotodetector é preponderante no baixo custo do dosímetro, permitindo que um dosímetro como o aqui estudado poderá custar apenas 20% dos dosímetros actuais (com um custo geralmente superior aos €1000).

Capítulo 7

Conclusão

Este texto sumaria os resultados decorrentes da investigação efectuada para avaliação da possível aplicação de fibras ópticas cintilantes e do novo tipo de fotodetectores (SiPM) em dosimetria de baixa dose. Os trabalhos foram realizados entre Fevereiro e Outubro de 2010, no Departamento de Física da Universidade de Aveiro no âmbito do Mestrado em Materiais e Dispositivos Biomédicos (Departamento de Engenharia Cerâmica e Vidro).

Se por um lado o uso de cintiladores em dosimetria tem sido discutido ao longo das duas últimas décadas, a aplicação de fibras ópticas cintilantes em dosimetria dá ainda os primeiros passos. O trabalho aqui desenvolvido constitui uma primeira abordagem à aplicação das fibras ópticas cintilantes em conjunto com os SiPMs em dosimetria para braquiterapia. Assim, o resultado dos trabalhos desenvolvidos mostra a viabilidade da aplicação de fibras ópticas cintilantes em dosimetria de baixa taxa de dose. Os SiPM utilizados neste estudo, produzidos pela Hamamatsu, mostram-se como um excelente tipo de fotodetector, associado ao seu reduzido custo, versatilidade e robustez. Apesar de o MPPC operar em modo de contagem de fóton único, devido ao ruído térmico vários pixéis são disparados sem que sejam activados por um fóton, efeito verificável mesmo operando a 10 °C. Ainda assim, verificou-se que operando em modo de pulso esta situação pode ser contornada, uma vez que é possível a discriminação dos eventos originados por ruído térmico dos eventos resultantes da luz de cintilação, mesmo em situações limite de reduzida taxa de dose. O ruído associado à electrónica é claramente inferior a 0,5 fotoelectrões sendo facilmente removido pela aplicação de um *threshold* na conversão A/D. A electrónica analógica desenvolvida permite um rápido processamento do sinal para posterior aquisição e conversão em sinal digital. A determinação de dose em tempo real e *in-vivo* constituem características essenciais num dosímetro adaptado a braquiterapia. A configuração actual

do dosímetro permite o seu funcionamento em modo de pulso, como alternativa ao modo de corrente. Verificou-se que ao operar em modo de pulso é possível detectar baixos níveis de radiação. No entanto, operando desta forma é necessário a aquisição do sinal e posterior análise da informação contida no espectro. Para que a informação seja obtida em tempo real, nomeadamente a taxa de dose, é necessário desenvolver software para a análise espectral de forma autónoma. Também, excelentes sensibilidades foram observadas com o dosímetro a operar em modo de corrente mesmo para baixa taxa de radiação e fótons de muito baixa energia (~ 10 keV). Saliente-se ainda que a operação em modo de impulso e em modo de corrente podem ser realizadas ao mesmo tempo, não havendo a necessidade de adaptar o sistema para cada caso.

O dosímetro estudado, devido ao seu reduzido volume e apresentando elevada sensibilidade, constitui em primeira análise uma alternativa viável para determinação da dose em braquiterapia. Contudo, para aplicação a nível clínico é exigido um conhecimento mais profundo deste tipo de design aqui proposto. A elevada precisão e exactidão do dosímetro é preponderante, uma vez que está em causa a avaliação da dose a que o paciente está sujeito, podendo este dosímetro servir para rectificação da dose. Para atingir estas características, é necessário avaliar possíveis factores de variabilidade na determinação da dose, como por exemplo dependência angular, variação com a temperatura, saturação, etc.

O baixo custo é um factor interessante favorecendo a configuração estudada. Esta será um dos principais atractivos deste tipo de dosímetros. O custo de um MPPC ronda os €60 (valores em Junho de 2010, Hamamatsu), sendo também pouco significativo o custo associado às fibras ópticas. Isto permite que a secção sensível do dosímetro (fibra óptica cintilante e fibra óptica guia) sejam descartáveis. Nesse sentido será oportuno aperfeiçoar o acoplamento fibra-MPPC. De um modo geral, o custo destes dosímetros poderá ser muito reduzido comparativamente à generalidade dos dosímetros, como por exemplo os MOSFET que rondam os €1000.

Referências

- [1] A. C. Society. (2010). *Prostate Cancer Overview*. Available: <http://www.cancer.org/Cancer/ProstateCancer/OverviewGuide/index>
- [2] L. S. Dimos Baltas, and Nikolaos Zamboglou, *The physics of modern brachytherapy for oncology*: CRC Press, 2007.
- [3] B. J. McParland and SpringerLink (Online service). (2010). *Nuclear medicine radiation dosimetry advanced theoretical principles* [SpringerLink]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-84882-126-2> MIT Access Only
- [4] M. E. M. Haertel, "Estudo do protocolo de cálculos dosimétricos em braquiterapia com sementes implantáveis," Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, Departamento de Física, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.
- [5] E. S. f. T. R. a. Oncology, *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*, 2002.
- [6] E. B. Podgorsak and International Atomic Energy Agency., *Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [7] D. o. R. Oncology and T. B. S. o. M. a. E. C. University. (2010). *Prostate Seed Implants*. Available: <http://www.ecu.edu/radiationoncology/prostateseedimplants.htm>
- [8] R. International. (2010). *Advances in Prostate Brachytherapy edition*. Available: <http://www.radpro.org.uk/news/newsletter15/newsletter15.html>
- [9] B. A. Group. (2010). *Prostate brachytherapy info*. Available: <http://www.prostatebrachytherapyinfo.net/PCT21.html>
- [10] J. Robinson, "VERIFICATION OF DIRECT BRACHYTHERAPY DOSIMETRY FOR A SINGLE SEED IMPLANT," Master, The Department of Physics and Astronomy, Louisiana State University, 2006.
- [11] J. G. Webster, *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook*: CRC Press LLC, 1999.
- [12] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. New York: Wiley, 1986.
- [13] F. Rego and L. Peralta, "Scintillating Optical Fiber Dosimetry with Photodiode Readout," *NSS MIC*, 2006.
- [14] T. J. K. A. S. Beddar, A. Ikhlef, and C. H. Sibata, "A Miniature "Scintillator-Fiberoptic-PMT" Detector System for the Dosimetry of Small Fields in Stereotactic Radiosurgery," *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE*, vol. 48, June 2001 2001.
- [15] M. D. C. LOPES. (2007) Um século de terapia com radiação. *Gazeta de Física*.
- [16] T. N. Jamil Lambert, Susan H. Law, Natalka Suchowerska, and S. C. F. David R. McKenzie, "A Fibre Optic Dosimeter for Prostate Cancer Therapy," in *ACOFI/AOS 2006 Melbourne Australia*, 2006.

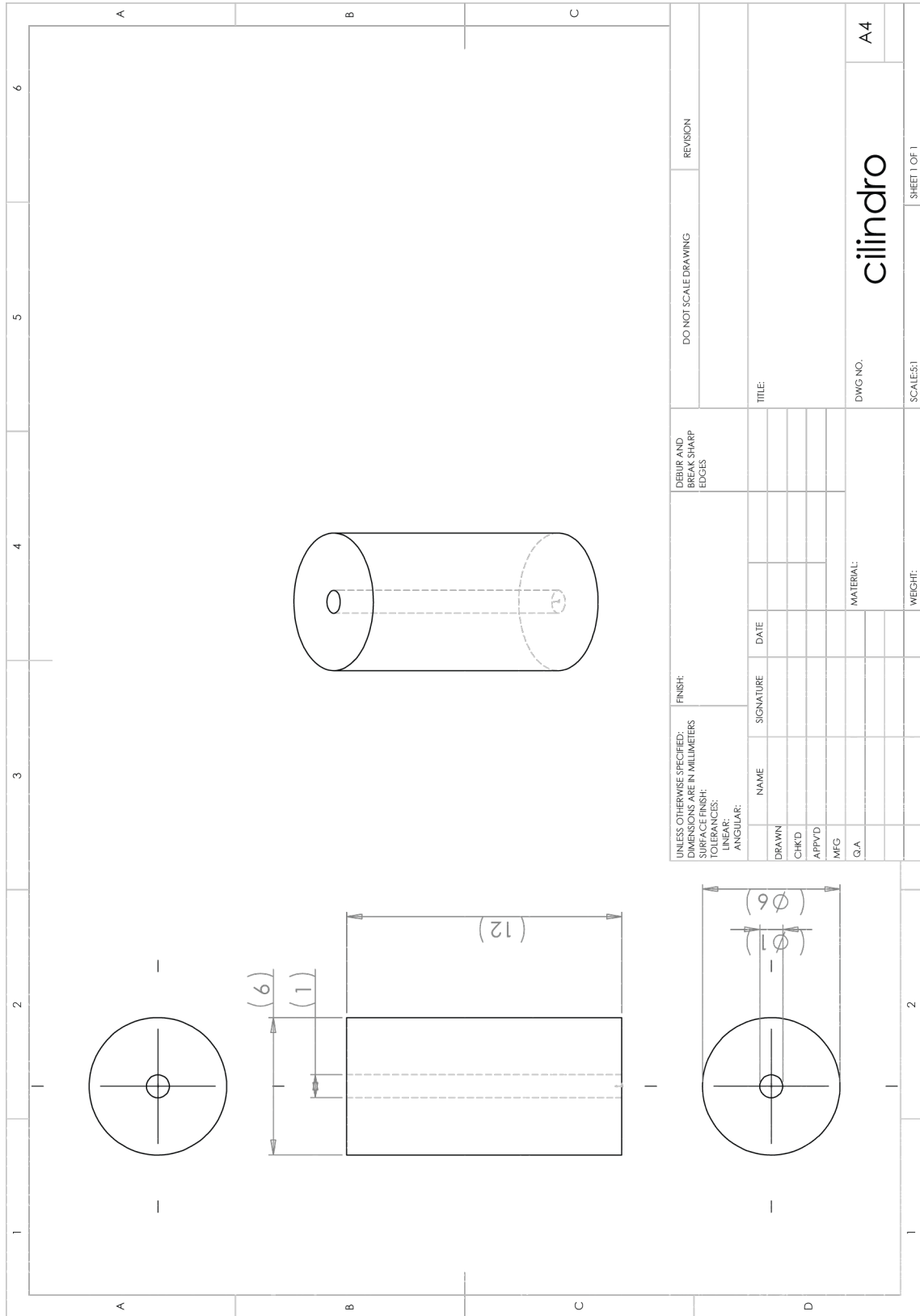
- [17] A. R. Beierholm, *et al.*, "A comparison of BCF-12 organic scintillators and Al₂O₃:C crystals for real-time medical dosimetry," *Radiation Measurements*, vol. 43, pp. 898-903, 2008.
- [18] C. E. A. Marianne C Aznar, Lars Bøtter-Jensen, Sven A° J Back, Soren Mattsson, Flemming Kjær-Kristoffersen and Joakim Medin2, "Real-time optical-fibre luminescence dosimetry for radiotherapy: physical characteristics and applications in photon beams," *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, vol. 49, pp. 1655-1669, 2004.
- [19] M. S. Akselrod, *et al.*, "Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry," *Radiation Measurements*, vol. 41, pp. S78-S99, 2006.
- [20] R. Gaza, *et al.*, "A fiber-dosimetry method based on OSL from Al₂O₃:C for radiotherapy applications," *Radiation Measurements*, vol. 38, pp. 809-812, 2004.
- [21] J. A. Tanyi, *et al.*, "Performance characteristics of a gated fiber-optic-coupled dosimeter in high-energy pulsed photon radiation dosimetry," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 68, pp. 364-369, 2010.
- [22] P. Molina, *et al.*, "Characterization of a fiberoptic radiotherapy dosimetry probe based on Mg₂SiO₄:Tb," *Radiation Measurements*, vol. 45, pp. 78-82, 2010.
- [23] A. Ismail, *et al.*, "Radiotherapy quality insurance by individualized in vivo dosimetry: State of the art," *Cancer/RadiothÉrapie*, vol. 13, pp. 182-189, 2009.
- [24] A. S. Beddar, "Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy," *Radiation Measurements*, vol. 41, pp. S124-S133, 2006.
- [25] Ehamberg: Ehamberg, 2009, p. Alfa beta gamma radiation penetration.
- [26] Knoll, Glenn Frederick, *Radiation detection and measurement*, 3rd ed ed. Hoboken (NJ): John Wiley, 2000.
- [27] C. Leroy and P. G. Rancoita, *Principles of radiation interaction in matter and detection*, 2nd ed. Singapore ; Hackensack, NJ: World Scientific, 2009.
- [28] C. Grupen, *et al.*, *Particle detectors*, 2nd ed. Cambridge, UK ; New York: Cambridge University Press, 2008.
- [29] P. Sprawls, *The Physical Principles of Medical Imaging*, 2nd ed., 1993.
- [30] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [31] M. F. L'Annunziata, *Handbook of radioactivity analysis*, 2nd ed. Amsterdam ; Boston: Academic Press, 2003.
- [32] W. R. Leo, *Techniques for nuclear and particle physics experiments : a how-to approach*, 2nd rev. ed. Berlin ; New York: Springer, 1994.
- [33] H. Cember and T. E. Johnson, *Introduction to health physics*, 4th ed. New York: McGraw-Hill Medical, 2009.
- [34] J. E. Turner, *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*, 2007.
- [35] A. A. o. P. i. Medicine, "Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources," REPORT NO. 51, 1992.
- [36] M. J. R. e. al, "A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations," *Medical Physics*, vol. 31, 2004.
- [37] J. Fraden, *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*, 2nd ed. Woodbury, N.Y.: American Institute of Physics, 1997.
- [38] S. N. Ahmed, *Physics and engineering of radiation detection*, 1st ed. San Diego ; London: Academic Press, 2007.
- [39] S.-G. Crystals, "Scintillating Optical Fibers," 2008.
- [40] J. S. H.-C. Schultz-Coulon, "The Physics of Particle Detectors," 2010.
- [41] I. R. Sinclair, *Sensors and transducers*, 3rd ed. Oxford [England] ; Boston: Newnes, 2000.
- [42] R. Gutierrez-Osuna, "Sensor characteristics," Wright State University, 2010.
- [43] K. Kalantar-zadeh and B. N. Fry, *Nanotechnology-enabled sensors*. New York: Springer, 2008.
- [44] e. a. Kyoung Won JANG, "Characterization of a Scintillating Fiber-optic Dosimeter for Photon Beam Therapy," *Opticla review*, 2009.
- [45] D. R. M. J Lambert, S Law, J Elsey and N Suchowerska, "A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy " *Physics in Medicine and Biology* vol. 51, 2006.
- [46] N. S. a. S. H. L. A Sam Beddar, "Plastic scintillation dosimetry for radiation therapy: minimizing capture of Cerenkov radiation noise " *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, vol. 49, pp. 783-790, 2004.
- [47] N. Suchowerska, *et al.*, "A fibre optic dosimeter customised for brachytherapy," *Radiation Measurements*, vol. 42, pp. 929-932, 2007.

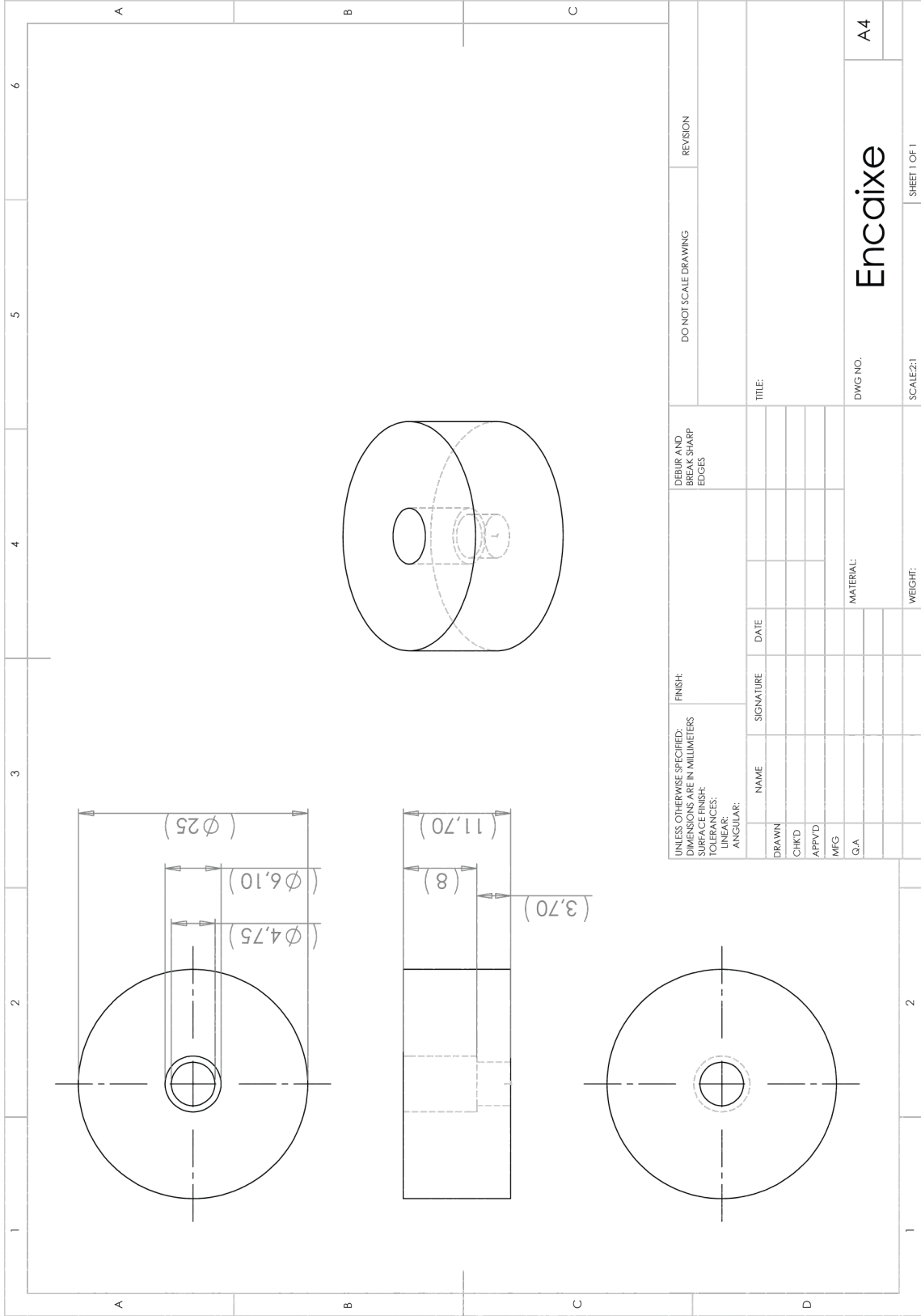
-
- [48] L. ARCHAMBAULT, "ÉLABORATION D'UN DOSIMÈTRE À FIBRES SCINTILLANTES," PhD, FACULTÉ DES SCIENCES ET DE GÉNIE, UNIVERSITÉ LAVAL, Québec, 2005.
- [49] G. Bartesaghi, *et al.*, "A scintillating fiber dosimeter for radiotherapy," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 581, pp. 80-83, 2007.
- [50] D. C. Konnoff, *et al.*, "SSPM based radiation sensing: Preliminary laboratory and clinical results," *Radiation Measurements*, vol. In Press, Corrected Proof, 2010.
- [51] M. M. Nasser, *et al.*, "Sensitivity of plastic scintillating fiber optic for X and [gamma] radiation, a simulation study," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 122, pp. 64-67, 2005.
- [52] L. Zimmer, *et al.*, "SIC, an Intracerebral {beta}+-Range-Sensitive Probe for Radiopharmacology Investigations in Small Laboratory Animals: Binding Studies with ¹¹C-Raclopride," *The Journal of Nuclear Medicine*, vol. 43, pp. 227-233, 2002.
- [53] J. Blaha, *et al.*, "Scintillating and light guide fibers in gamma radiation field," *Czechoslovak Journal of Physics*, vol. 50, pp. 387-396, 2000.
- [54] J. Gamelin, *et al.*, "A prototype hybrid intraoperative probe for ovarian cancer detection," *Opt. Express*, vol. 17, pp. 7245-7258, 2009.
- [55] R. Nowotny, "Radioluminescence of some optical fibres," *Physics in Medicine and Biology* vol. 52, 2007.
- [56] K. Wick and T. Zoufal, "Unexpected behaviour of polystyrene-based scintillating fibers during irradiation at low doses and low dose rates," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, vol. 185, pp. 341-345, 2001.
- [57] B. Wulkop, *et al.*, "Evidence for the creation of short-lived absorption centers in irradiated scintillators," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, vol. 95, pp. 141-143, 1995.
- [58] J. Blaha, *et al.*, "Scintillating fibers for particle physics experiments--on-line-induced absorption measurements in gamma radiation field," *Radiation Measurements*, vol. 38, pp. 805-808, 2004.
- [59] W. Busjan, *et al.*, "On the behaviour of plastic scintillators during an experiment in a high dose rate environment," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, vol. 151, pp. 434-437, 1999.
- [60] A.-M. Frelin, *et al.*, "Comparative Study of Plastic Scintillators for Dosimetric Applications," *Nuclear Science, IEEE Transactions on* vol. 55, 2008.
- [61] J. H. H. a. S. M. Seltzer. (1996, 01.10.2010). *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*. Available: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>
- [62] O. Ziemann and SpringerLink (Online service). (2008). *POF handbook optical short range transmission systems (2nd ed.)* [SpringerLink]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-76629-2> MIT Access Only
- [63] M. R. Arnfield, *et al.*, "Radiation-induced light in optical fibers and plastic scintillators: application to brachytherapy dosimetry," *Nuclear Science, IEEE Transactions on* vol. 43, pp. 2077 - 2084, 1996.
- [64] S. H. Law, *et al.*, "Čerenkov radiation in optical fibres," in *Optical Fibre Technology/Australian Optical Society, 2006.*, Melbourne, 2006.
- [65] N. Tsoulfanidis, *Measurement and detection of radiation*, 2nd ed. Washington, DC: Taylor & Francis, 1995.
- [66] S. F. d. Boer, *et al.*, "Optical filtering and spectral measurements of radiation-induced light in plastic scintillation dosimetry " *Physics in Medicine and Biology*, vol. 38, 1993.
- [67] P. Naseri, *et al.*, "Scintillation dosimeter arrays using air core light guides: simulation and experiment," *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, vol. 55, 2010.
- [68] Avago, "Plastic Optical Fiber," 2002.
- [69] A. F. Fernandez, *et al.*, "Real-time fibre optic radiation dosimeters for nuclear environment monitoring around thermonuclear reactors," *Fusion Engineering and Design*, vol. 83, pp. 50-59, 2008.
- [70] A. C, neyt Tas, "Synthesis of biomimetic Ca-hydroxyapatite powders at 37°C in synthetic body fluids," *Biomaterials*, vol. 21, pp. 1429-1438, 2000.
- [71] W. Becker, *Advanced time-correlated single photon counting techniques*: Springer, 2005.
- [72] R. P. Electronics. (2009, 01.10.2010). *Philips Digital Photon Counting Press Release*. Available: <http://www.research.philips.com/initiatives/digitalphotoncounting/news/091008-photon-counting.html>

- [73] M. Danilov, "Scintillator tile hadron calorimeter with novel SiPM readout," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 581, pp. 451-456, 2007.
- [74] Hamamatsu, "Multi-Pixel Photon Counter," H. Photonics, Ed., 2009.
- [75] S. D. Senturia, *Microsystem design*. Boston: Kluwer Academic Publishers, 2001.
- [76] M. Pachchigar, "Design Considerations for a Transimpedance Amplifier," National Semiconductor, 2008.
- [77] D. Bailey and E. Wright, *Practical Fiber Optics*: Newnes, 2003.

Anexos

Anexo A





UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:		TOLERANCES:		DRAWN		NAME		SIGNATURE	
LINEAR:		ANGULAR:		CHKD		DATE		TITLE:	
MFG		G.A.		APPLYD		MATERIAL:		DWG NO.	
MATERIAL:		WEIGHT:		SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1		A4	
TITLE:		DWG NO.		SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1		A4	

Encaixe

Anexo B

