



Universidade de Aveiro
Ano 2018

Departamento de Física

**Ana Jorge
Valente
Marques
Gouveia
Gonçalves**

**DESENVOLVIMENTO E ESTUDO DE
DOSÍMETRO PARA RADIOLOGIA DE
INTERVENÇÃO**



Universidade de Aveiro
Ano 2018

Departamento de Física

Ana Jorge
Valente
Marques
Gouveia
Gonçalves

DESENVOLVIMENTO E ESTUDO DE DOSÍMETRO PARA RADIOLOGIA DE INTERVENÇÃO

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Física, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Apoio financeiro do Projeto DORI através do Concurso PROTOTRANSFER II – Concurso de Protótipos Orientados ao Mercado

Apoio financeiro pelo Projeto POCI-01-0247-FEDER-017816, através dos Programas PORTUGAL2020, COMPETE, POCI e FEDER



O júri

| | |
|--------------|--|
| Presidente | Professor Doutor Leonel Marques Vitorino Joaquim Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro |
| Arguente | Professor Doutor Fernando Domingues Amaro Professor Auxiliar convidado do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra |
| Coorientador | Professora Doutora Ana Luísa Monteiro da Silva Investigadora do Departamento de Física da Universidade de Aveiro |

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor João Veloso, e coorientadora, Professora Doutora Ana Luísa, pela ajuda e conhecimentos partilhados.

Ao DRIM-LAB, igualmente pelo apoio e boa disposição.

À Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro pela disponibilização de material.

Aos responsáveis da oficina do Departamento de Física, Senhores Ivo, Miguel e Júlio.

Ao Hugo, pela valiosa ajuda, que mais uma vez faço questão de agradecer!

Obrigada aos meus amigos e colegas, com quem partilhei várias emoções e sorrisos, fiquem sempre por perto!

Um obrigada cheio de carinho ao João, por toda a paciência e apoio incondicional.

E o maior agradecimento será sempre à minha mãe, por tudo! A toda a minha família pela compreensão e amor!

Palavras-chave

Dosímetro, dosimetria, fibra ótica cintilante, cintilador, fotomultiplicador, fotodíodo, radiologia de intervenção, proteção radiológica

Resumo

Em procedimentos de radiologia de intervenção, a dose recebida pela equipa médica é significativa em relação a outras práticas de radiologia, sendo reconhecido que a monitorização da dose através de dosímetros e a prática correta dos meios de proteção permite manter estes valores de exposição tão baixos quanto possível. Assim, foram desenvolvidas e testadas duas configurações de dosímetros protótipos – a primeira, utiliza um fotodíodo acoplado a um cristal inorgânico cintilador e a segunda uma fibra ótica cintilante acoplada a uma fibra ótica de polimetil – metacrilato (PMMA), que guia a luz de cintilação até um fotomultiplicador de silício.

Para a escolha dos componentes da primeira configuração, três fotodíodos foram testados em termos de linearidade com a dose e de dependência com a temperatura. Como vantagem deste formato, tem-se uma variação do sinal inferior a 2 % entre 20 e 45 °C. No entanto, verificou-se uma fraca sensibilidade e uma dependência energética devido ao cristal cintilador, tendo uma resposta bastante linear para taxas de dose na ordem dos mGy/s.

Com o segundo formato, obteve-se um melhoramento da sensibilidade ($\mu\text{Gy/s}$). Através de uma aplicação que permitia o ajuste da tensão de polarização do fotomultiplicador e a subtração da corrente no escuro ao sinal registado, foi possível obter uma gama de funcionamento de 17.5 a 31 °C (variação máxima de 3 %). A mesma interface permite a definição dos *thresholds* de dose por intervenção para que seja emitido um sinal luminoso quando se registar um nível anormal de dose. Por outro lado, e aquando da calibração com o dosímetro comercial *RaySafe™ Xi*, verificou-se que a linearidade diminuía com a distância ao tubo de raio – X e que a dependência energética não era nula.

Keywords

Dosimeter, dosimetry, scintillating optical fibre, scintillator, scintillation, photomultiplier, photodiode, interventional radiology, radiation protection

Abstract

In interventional radiology procedures the dose received by the medical team is significant in relation to other radiology practices, and it is recognized that dose monitoring through dosimeters and the correct practice of the means of protection allows keeping the exposure values as low as reasonably achievable. Thus, two prototype dosimeters' configurations were developed and tested - the first uses a photodiode coupled to an inorganic scintillator and the second a scintillating optical fibre coupled to a polymethyl methacrylate (PMMA) optical fibre, which guides the scintillation light to a silicon photomultiplier.

In order to choose the components of the first configuration, three photodiodes were tested in terms of dose linearity and temperature dependence. An advantage of this format is a signal variation of less than 2 % between 20 and 45 °C. However, it was verified a poor sensitivity and energy dependence due to the scintillation crystal, having a rather linear response to dose rates in the mGy/s order.

With the second format, a sensitivity improvement ($\mu\text{Gy/s}$) was obtained. Through an application that allowed the adjustment of the photomultipliers' bias voltage and the subtraction of the dark current to the recorded signal, it was possible to obtain an operating range from 17.5 to 31 ° C (maximum variation of 3%). The same interface allows the definition of dose thresholds by intervention so that a light signal is emitted when an abnormal dose level is registered. On the other hand, during the calibration with the *RaySafeTM Xi* commercial dosimeter, it was found that the linearity decreased with the distance to the X-ray tube and that the energy dependence was not zero.

Índice

| | |
|---|-----------|
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | III |
| ÍNDICE DE TABELAS | VI |
| ÍNDICE DE SÍMBOLOS..... | VII |
| ÍNDICE DE ACRÓNIMOS..... | IX |
| | |
| 1 – INTRODUÇÃO | 1 |
| | |
| 2 - RADIAÇÃO E A SUA INTERAÇÃO COM A MATÉRIA..... | 3 |
| | |
| 2.1 - <i>Origem e Produção da Radiação X</i> | 3 |
| | |
| 2.2 - <i>Interação da Radiação com a Matéria</i> | 4 |
| 2.2.1 - Efeito Fotoelétrico..... | 5 |
| 2.2.2 - Dispersão de Rayleigh | 6 |
| 2.2.3 - Dispersão de Compton..... | 7 |
| 2.2.4 - Produção de Pares..... | 7 |
| 2.2.5 – Atenuação de um feixe de fótons..... | 8 |
| | |
| 2.3 – <i>Dose e Exposição</i> | 9 |
| | |
| 2.4 - <i>Efeitos Estocásticos e Reações nos Tecidos.....</i> | 12 |
| | |
| 3 - CONTEXTUALIZAÇÃO – ESTADO DA ARTE | 13 |
| | |
| 3.1 - <i>Radiologia de Intervenção.....</i> | 13 |
| | |
| 3.2 – <i>Proteção Radiológica.....</i> | 14 |
| 3.2.1 – Conscientização e Evolução das Normas | 14 |
| 3.2.2 – Grau de Exposição do Radiologista de Intervenção..... | 17 |
| 3.2.3 – Métodos de Proteção Radiológica | 19 |
| | |
| 3.3 - <i>Dosímetros em Radiologia de Intervenção</i> | 20 |
| 3.3.1 – Monitorização da dose de Radiologistas de Intervenção | 20 |
| 3.3.2 – Dosímetros de Fibra Ótica e Cintiladores | 23 |
| 3.3.3 – Detetores de Fótons – Fotodíodo e SiPM..... | 25 |

| | |
|---|-----------|
| 4 – DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DOS DOSÍMETROS PROTÓTIPOS..... | 30 |
| <i>4.1 - Detecção por Fotodíodo e Cristal Cintilador.....</i> | <i>30</i> |
| 4.1.1 - Caracterização da Eletrónica..... | 31 |
| 4.1.2 – Seleção do Fotodíodo e Caracterização | 33 |
| 4.1.3 – Mapeamento da Emissão do Tubo de Raio – X | 36 |
| <i>4.2 - Detecção por MPPC e Fibra Cintilante.....</i> | <i>38</i> |
| 4.2.1 – Calibração e Programa de Controlo DORI..... | 39 |
| 4.2.2 – Calibração do Protótipo..... | 42 |
| 5 - CONCLUSÃO..... | 46 |
| 6- TRABALHO FUTURO..... | 47 |
| REFERÊNCIAS..... | 48 |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1. Esquema de tubo de raio – X [2] . | 3 |
| Figura 2. <i>Esquerda:</i> Espectro de <i>bremssstrahlung</i> para um potencial do tubo de raio-X de 90 kV. Através da filtragem, os raios X de baixa energia, nocivos para o paciente, são eliminados [5]. <i>Direita:</i> Variação do espectro de emissão com o potencial de aceleração (de 60 kV a 120 kV), para a mesma corrente [5]. | 4 |
| Figura 3. Domínio de cada processo de interação com a matéria em função do número atômico do material e da energia do fóton incidente [6]. | 5 |
| Figura 4. Esquema do Efeito Fotoelétrico [7]. | 6 |
| Figura 5. Esquema do Efeito de <i>Compton</i> (adaptado de [10]). | 7 |
| Figura 6. <i>Esquerda:</i> Variação do coeficiente de atenuação da água em função da energia do fóton incidente. Equivalente ao tecido [11]. <i>Direita:</i> Variação do coeficiente de atenuação do chumbo em função da energia do fóton incidente [11]. | 9 |
| Figura 7. Comportamento dos efeitos estocásticos e reações nos tecidos consoante a dose [17]. | 12 |
| Figura 8. Representação do ambiente clínico durante um procedimento de fluoroscopia [22]. | 14 |
| Figura 9. Efeito na exposição do operador da adição de um filtro de cobre do feixe de raios X. a) sem filtro. b) com filtro de cobre com 0.5 mm de espessura [35]. | 17 |
| Figura 10. Efeito na exposição do operador do aumento da espessura do abdómen do paciente. a) fantoma com 24 cm de espessura. b) fantoma com 34 cm de espessura [35]. | 18 |
| Figura 11. Dose acumulada num total de 45 intervenções, na mão mais próxima da fonte de radiação [36]. | 18 |
| Figura 12. Exemplos de meios de proteção a) telas suspensas na mesa e teto, avental, óculos e colar de proteção da tiroide de chumbo e dosímetro, b) cabine de proteção, c) pano de metais pesados [40]. | 20 |
| Figura 13. Níveis de energia de uma molécula orgânica com estrutura molecular π [47]. Fenómenos associados a cada transição. | 24 |
| Figura 14. Três processos de criação de um par elétron-lacuna (A, B e C), pela absorção de um fóton em diferentes regiões da junção [56]. | 27 |
| Figura 15. <i>Esquerda:</i> Matriz do <i>MPPC</i> . <i>Direita:</i> Operação básica de um <i>pixel</i> de <i>MPPC</i> (processos de carga, descarga e <i>quenching</i>). | 28 |
| Figura 16. Disposição prevista do dosímetro protótipo, caso a deteção seja feita por fotodíodo/ <i>MPPC</i> : 1 – Bloco eletrónico/ <i>MPPC</i> . 2 – Cabo SMA/Fibra guia PMMA. 3 - Fotodíodo e cristal cintilador/Fibra cintilante. 4 – Sinal luminoso. | 30 |
| Figura 17. Cristal BGO acoplado a fotodíodo (conectado ao <i>jumper</i>), envolvidos em teflon e fita cola preta. | 31 |
| Figura 18. Esquema do circuito de transimpedância, onde $R_f = 1\text{ M}\Omega$ é a resistência de <i>feedback</i> e $C_f = 0.5\text{ pF}$ é o condensador de <i>feedback</i> . Por forma a minimizar o ruído AC proveniente da fonte de tensão, foi introduzido um filtro onde $C_p = 10\text{ }\mu\text{F}$, $C = 100\text{ nF}$ e R_e correspondem a resistências ferrite. | 32 |

| | |
|--|----|
| Figura 19. Esquerda: Circuito de transimpedância construído. Direita: Tensão em função da corrente de entrada no circuito. Verifica-se uma amplificação de $(0.9898 \pm 0.0001) \times 10^6$ V/A. | 32 |
| Figura 20. Montagem experimental para o estudo da resposta do fotodíodo para diferentes comprimentos de onda de emissão do LED e temperaturas. | 34 |
| Figura 21. Variação normalizada no sinal dos fotodíodos BPW21, S1087 e S9195 para diferentes comprimentos de onda, em função da temperatura. | 34 |
| Figura 22. Esquerda: Comparação da resposta em tensão com o fotodíodo e cristal cintilador junto à eletrónica e separado desta por um cabo SMA. Direita: Resposta do fotodíodo em corrente. | 35 |
| Figura 23. Tensão no fotodíodo (T, em volts) em função da corrente no tubo de raio - X (I, em amperes), para uma tensão no tubo de 45 kVp. Ajustes lineares obtidos para cada fotodíodo. | 36 |
| Figura 24. Mapeamento da emissão do tubo de raio X pelo dosímetro comercial <i>RaySafe Xi</i> , para um potencial no tubo de 50 kVp e 0.2 mA (Esquerda) e 1 mA (Direita). O ponto $(x,y) = (0,0)$ corresponde à posição do tubo de raio - X. As linhas a tracejado correspondem a emissão teórica do tubo. | 36 |
| Figura 25. Mapeamento da emissão do tubo de raio - X pelo protótipo constituído pelo fotodíodo S9195 e cristal BGO para um potencial no tubo de 50 kVp e 0.2 mA (Esquerda) e 1 mA (Direita). O ponto $(x,y) = (0,0)$ corresponde à posição do tubo de raio - X. As linhas a tracejado correspondem a emissão teórica do tubo. Note-se que, ao ter a mesma escala para os dois gráficos, perde-se resolução na figura da esquerda. | 37 |
| Figura 26. Tensão no fotodíodo (T) para taxas de dose (TD, em Gy) na ordem dos mGy/s, para diferentes potenciais do tubo de raio - X (ao centro, a 20 cm deste). | 38 |
| Figura 27. Cima: Esquema do segundo dosímetro protótipo. Baixo: Imagem comparativa entre as dimensões das fibras do protótipo e do dosímetro comercial (não sendo este maleável). | 38 |
| Figura 28. Esquerda: Curvas I-V no escuro do dosímetro protótipo, para várias temperaturas. Direita: Reta de calibração: tensão de <i>breakdown</i> em função da temperatura. | 40 |
| Figura 29. <i>Interface Controller - DORI</i> onde se pode visualizar a corrente e o desvio padrão medidas, a temperatura, e a correspondente tensão de polarização aplicada. Secção <i>DORI</i> para definição dos <i>thresholds</i> de taxa de dose (corrente no protótipo). | 40 |
| Figura 30. Esquerda: Variação da corrente no escuro com a temperatura e ajuste exponencial. Direita: Corrente no escuro obtida com a correção exponencial em função da temperatura. | 41 |
| Figura 31. Esquerda: Corrente em função da temperatura, com a correção da tensão de polarização em função da temperatura e subtração da corrente no escuro (curva exponencial) - <i>Controller DORI</i> - para diferentes condições de luz incidente. Direita: Pormenor até 31 °C, para as diferentes condições, com o sinal normalizado. | 42 |

| | |
|---|----|
| Figura 32. Corrente no protótipo em função da corrente no tubo de raio – X, para vários potenciais do tubo e distâncias em relação a este. | 43 |
| Figura 33. Taxa de dose medida pelo dosímetro comercial em função da corrente no tubo de raio – X, para vários potenciais do tubo e distâncias em relação a este. | 43 |
| Figura 34. Esquerda: Representação esquemática dos pontos de medição, espaçados entre eles por 2 cm. Direita: Posição da placa de apoio à medição em relação ao tubo de raio - X..... | 44 |
| Figura 35. Comparação entre o sinal medido pelo dosímetro comercial (taxa de dose) e protótipo (corrente), segundo o Eixo x (Esquerda) e Eixo y (Direita). Resultados para uma tensão e corrente no tubo de 50 kVp e 1 mA, respectivamente, e a uma distância de 20 cm deste. Representação do limite teórico de iluminação do tubo de raio – X.. | 44 |
| Figura 36. Calibração do dosímetro, em modo corrente, para várias distâncias em relação ao tubo de raio – X (20 e 10 cm, à esquerda; 80 e 100 cm, à direita) e potenciais do tubo. Ajustes lineares dos pontos experimentais para cada potencial do tubo..... | 45 |
| Figura 37. Esquerda: Comparação do valor de r^2 dos ajustes lineares realizados, para as várias distâncias e potenciais do tubo de raio – X. Direita: Desvio dos declives das retas de calibração obtidas para os potenciais de 30 e 50 kVp do tubo de raio – X, para as várias distâncias. | 45 |

Índice de Tabelas

| | | |
|-----------|---|----|
| Tabela 1. | Fatores de peso para cada tipo de radiação [13]..... | 11 |
| Tabela 2. | Fatores de peso para cada órgão/tecido [13]. | 11 |
| Tabela 3. | Limites de dose para o operador de radiologia de intervenção (RI) definidos pela ICRP [20] | 16 |
| Tabela 4. | Características de vários tipos de dosímetros [45] | 22 |
| Tabela 5. | Algumas características dos fotodíodos testados. | 33 |

Índice de Símbolos

| | |
|--|--|
| C – Capacidade; | H_{cintura} - Dose equivalente pessoal medida à cintura, por baixo do avental protetor; |
| c – Velocidade da luz; | H_t - Dose equivalente pessoal medida ao nível do pescoço, por cima do avental protetor; |
| C_f – Condensador de <i>feedback</i> ; | h – Constante de <i>Planck</i> ; |
| dE – Quantidade de energia cedida pela radiação ionizante; | I – Intensidade transmitida; |
| C_p – Condensador polarizado; | I_E – Corrente no escuro |
| dQ – Quantidade de carga elétrica; | I_{Jn} – Corrente gerada devido ao ruído de <i>Johnson</i> ; |
| dm – Unidade de massa; | I_L – Corrente gerada pela incidência de luz; |
| dl – Distância percorrida; | I_0 – Intensidade inicial; |
| d R_{tr} – Energia cinética transferida de partículas não carregadas para partículas carregadas; | I_{SN} – Corrente gerada devido ao <i>shot noise</i> ; |
| E – Dose efetiva; | m_0 – Massa do elétron em repouso; |
| E_c – Energia cinética de um fotoeletrão; | n – Índice de refração do meio; |
| E_l – Energia de ligação de um elétron; | Q – Carga gerada; |
| E_f – Energia de um fóton; | Q_e – Eficiência quântica; |
| E_f' – Energia do fóton disperso (Dispersão de <i>Compton</i>); | R – Energia de partículas não carregadas; |
| f – Fração de energia perdida por <i>bremsstrahlung</i> ; | R_{fe} - Resistência ferrite |
| F_g – Fator de preenchimento; | R_f – Resistência de <i>feedback</i> ; |
| G – Ganho do fotodetector; | R_{sh} – <i>Shunt resistance</i> ; |
| H_T – Dose equivalente; | T – Temperatura; |
| | v – Frequência; |

| | |
|---|--|
| v' – Frequência do fóton disperso (dispersão de <i>Compton</i>); | κ – Fator de peso para definição da dose efetiva; |
| v_p – Velocidade da partícula; | θ – Ângulo entre o fóton incidente e o fóton disperso (dispersão de <i>Compton</i>); |
| V_{br} – Tensão de <i>Breakdown</i> ; | θ_C – Ângulo do cone de emissão de radiação de Cherenkov; |
| V_{op} – Tensão de Operação; | \emptyset – Diâmetro; |
| V_o – <i>Overvoltage</i> ; | λ – Comprimento de onda; |
| V_{out} – Tensão de saída; | μ_{tr} – Coeficiente de transferência de energia mássico; |
| V_p – Tensão de polarização do <i>MPPC</i> ; | $\mu^{Ef. Fotoelétrico}$ – Coeficiente de atenuação referente ao Efeito Fotoelétrico; |
| W_r – Fator de ponderação para a radiação; | $\mu^{Disp. Rayleigh}$ – Coeficiente de atenuação referente à Dispersão de <i>Rayleigh</i> ; |
| W_T – Fator de ponderação para tecidos; | $\mu^{Disp. Compton}$ – Coeficiente de atenuação referente à Dispersão de <i>Compton</i> ; |
| K_B – Constante de <i>Boltzmann</i> ; | $\mu^{Prod. de Pares}$ – Coeficiente de atenuação referente à Produção de Pares; |
| X – Exposição; | ρ – Densidade; |
| x – Espessura; | μ – Coeficiente de atenuação linear; |
| Z – Número atômico; | μ_{en} – Coeficiente mássico de energia absorvida; |
| Δf – Largura de banda de medição de ruído; | μ_m – Coeficiente de atenuação mássico. |
| ε – Probabilidade combinada de elétrons e buracos provocarem uma avalanche; | |
| α – Ângulo entre o fóton incidente e o elétron de recuo (dispersão de <i>Compton</i>) / Coeficiente de atenuação; | |
| β – Fator de peso para definição da dose efetiva; | |

Índice de Acrónimos

- ACR - *American College of Radiology*;
- ALARA - *As low as reasonably achievable*;
- APD - Fotodíodo de avalanche;
- BGO - *Bismuth Germanate*;
- CCD - *Charge-coupled device*;
- DORI - Dosimetria em radiologia de intervenção;
- FDA - *US Food and Drug Administration*;
- ICRP - Comissão Internacional de Proteção Radiológica;
- ICRU - Comissão Internacional de Unidades Radiológicas;
- KERMA - Energia cinética libertada no meio;
- LED - Díodo emissor de luz;
- LET - Transferência linear de energia;
- MOSFET - Transístor de efeito de campo metal-óxido semiconductor;
- MPPC - *Multi - Pixel Photon Counter*;
- OSLD - Dosímetros luminescentes opticamente estimulados;
- PCB - *Printed circuit board*;
- PVC - Policloreto de vinil;
- PDE - Eficiência de Detecção de Fotões;
- PMMA - Polimetil - metacrilato;
- PMT - Tubo fotomultiplicador;
- PSD - Dosímetros baseados em cintiladores de plástico;
- POF - Fibra ótica plástica;
- PTFE - Politetrafluoretileno;
- RBE - *Relative Biological Effectiveness*;
- SGC - *Saint - Gobain Crystals*;
- SiPM - Fotomultiplicador de silício;
- SMA - *SubMiniature version A*;
- TLD - Dosímetros termoluminescentes.

1 – Introdução

As doses recebidas pela equipa médica em procedimentos de radiologia de intervenção são geralmente superiores às recebidas em outras práticas de radiologia. É reconhecido que o uso correto de dosímetros e a aferição da própria dose em tempo real constituem uma mais valia, ajudando a prevenir efeitos determinísticos e a limitar o risco de efeitos estocásticos. Deste modo, este trabalho irá incidir no desenvolvimento de um dosímetro que permita o mapeamento da dose nos volumes irradiados e o controlo dos níveis de exposição dos profissionais, por forma a que os mantenham tão baixos quanto possível. Pretende-se que, no procedimento cirúrgico com recurso a radiologia de intervenção, o dosímetro emita uma resposta de alerta, em tempo real, que identifique um nível de exposição anormal, para que sejam tomadas as medidas de proteção necessárias como, por exemplo, uma simples deslocação do corpo ou dos membros ou pelo aumento dos meios de proteção.

No capítulo 2 – *Radiação e a sua Interação com a Matéria*, é realizada uma abordagem sobre a origem e produção da radiação X (2.1 – *Origem e Produção da Radiação X*). De seguida, são descritos alguns processos de interação da radiação com a matéria (2.2 – *Interação da Radiação com a Matéria*), elucidados conceitos como dose absorvida e equivalente (2.3 – *Dose e Exposição*) e feita uma abordagem aos efeitos estocásticos e reações nos tecidos (2.4 – *Efeitos Estocásticos e Reações nos Tecidos*). No capítulo 3 – *Contextualização e Estado de Arte* é realizada uma abordagem às práticas de radiologia de intervenção (3.1 – *Radiologia de Intervenção*), um resumo da evolução das normas no que respeita aos meios de proteção, a apresentação de estudos que revelam a dose a que os operadores estão expostos e dos meios de proteção radiológica disponíveis (3.2 – *Proteção Radiológica*). De seguida, é revelada como a dosimetria pessoal é aplicada e são apresentados diversos tipos de dosímetros (3.3 – *Dosímetros em Radiologia de Intervenção*). No final deste capítulo, encontra-se a literatura existente sobre dosímetros de fibra ótica e cintiladores e uma análise sobre detetores de fótons, nomeadamente sobre fotodíodos e fotomultiplicadores de silício. Em 4 – *Desenvolvimento e Avaliação dos Dosímetros Protótipos* são desenvolvidas e analisadas duas configurações para o dosímetro. Em primeiro lugar, é desenvolvido e estudado o uso de um fotodíodo acoplado a um cristal cintilador para efeitos de deteção de dose (4.1 – *Deteção por Fotodíodo e Cristal Cintilador*). É inicialmente caracterizado o circuito de transimpedância construído. De seguida, é feita a escolha do fotodíodo, tendo-se caracterizado três fotodíodos em termos de dependência com a temperatura, linearidade com a dose e resolução. Escolhidos os constituintes deste protótipo, é realizado o mapeamento da emissão do tubo de raio – X, tanto com o protótipo como com

um dosímetro comercial, permitindo igualmente realizar a calibração do protótipo. De seguida, é desenvolvida e avaliada uma nova configuração do protótipo (*4.2 - Detecção por MPPC e Fibra Cintilante*). É estudada a resposta do fotomultiplicador de silício em função da temperatura, à medida que uma aplicação desenvolvida realiza o ajuste da tensão de polarização. O protótipo é comparado a um dosímetro comercial, permitindo efetuar a calibração do protótipo. Em *5 - Conclusão* e *6 - Trabalho Futuro*, são apresentadas as conclusões dos estudos desenvolvidos, assim como o trabalho futuro que se pretende desenvolver.

No âmbito desta dissertação, o projeto *DORI - Dosimetria em Radiologia de Intervenção* foi premiado no concurso PROTOTRANSFER II - Concurso de Protótipos Orientados ao Mercado, promovido pela rede INESPO III, figurando-se entre um dos 21 projetos selecionados em 83 candidaturas.

Parte do trabalho realizado foi apresentado, em formato de poster, no Encontro Nacional de Estudantes de Física (ENEF), no Porto - *Dosimetria em Radiologia de Intervenção*.

2 - Radiação e a sua Interação com a Matéria

2.1 - Origem e Produção da Radiação X

Para a radiação X, pode-se distinguir entre radiação X característica e radiação de *Bremsstrahlung*. A transição de um elétron de um estado de energia superior para um estado de menor energia ou estado fundamental ocorre com emissão de radiação X característica, com energia igual à diferença de energias entre os dois estados, que depende do elemento em questão. A radiação de *bremsstrahlung* é formada pela incidência de elétrons rápidos na matéria, e a sua energia aumenta com a energia dos elétrons incidentes e com o número atômico dos elementos constituintes do meio [1]. Depende da distância ao núcleo em que a partícula interage: a grandes distâncias do núcleo, a deflexão da trajetória é pequena e a energia do fóton é baixa; a pequenas distâncias, o elétron pode perder toda a sua energia, sendo emitido um fóton de elevada energia. O elétron interage com o campo de forças de Coulomb do núcleo e sofre uma diminuição da sua velocidade, ocorrendo a libertação de radiação de *bremsstrahlung* (interação inelástica). A radiação X pode ser produzida artificialmente através de aceleradores lineares e tubos de raio - X.

Tubo de Raio - X

Os tubos de raio - X podem apresentar diversos formatos (Figura 1), mantendo o princípio de funcionamento. Num ambiente de alto vácuo, a passagem de corrente elétrica através de um filamento metálico (cátodo), normalmente tungstênio, provoca o seu aquecimento, levando à emissão de elétrons, por efeito termiônico. Estes elétrons podem ser acelerados em direção ao ânodo, normalmente constituído por tungstênio ou molibdénio (dependendo da aplicação e energias pretendidas), através da aplicação de uma diferença de potencial entre os dois elétrodos. A energia máxima emitida depende apenas do potencial de aceleração. A corrente no tubo é a taxa de elétrons do cátodo para o ânodo. Da interação dos elétrons com o ânodo resulta a produção de radiação X característica e de *bremsstrahlung*, entre outros tipos de energia.

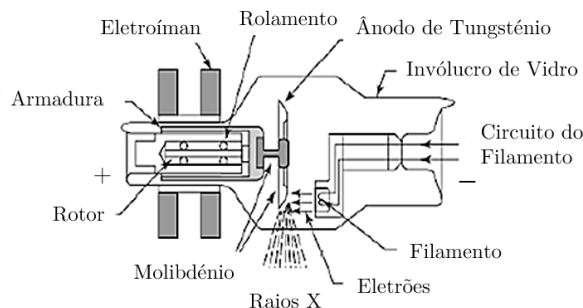


Figura 1. Esquema de tubo de raio - X [2] .

A filtragem inerente ao próprio tubo de raio - X permite remover os raios X de baixa energia do espectro de emissão, levando ao aumento da energia média dos fótons emitidos (Figura 2). A filtragem inerente da maior parte dos tubos de raio - X é de 1 mm de alumínio (equivalente de alumínio que resulta numa redução da taxa de exposição igual à dos componentes no tubo que levam à filtração) [3]. O espectro filtrado do tubo de raio - X permite distinguir um espectro de *bremstrahlung* e linhas de raios X características sobrepostas ao espectro contínuo. A energia da radiação característica depende do material do alvo (ânodo) [4]. Deste modo, estas linhas apresentam energias independentes da energia dos elétrons incidentes no alvo, desde que a sua energia exceda o limiar para a produção de raios X característicos [3]. Assim, variando o potencial de aceleração do tubo, a posição das linhas de radiação X característica no espectro não é alterada (Figura 2). Para uma mesma diferença de potencial, se se variar a corrente, o número de fótons aumenta, com a posição das linhas características inalterada com o aumento da corrente no tubo.

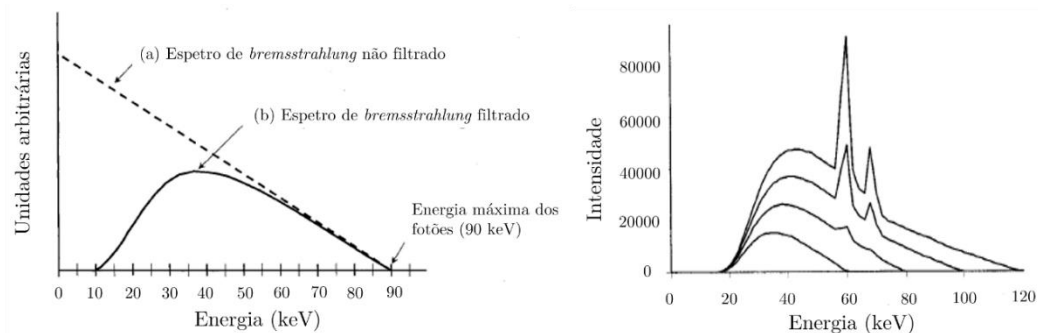


Figura 2. *Esquerda:* Espectro de *bremstrahlung* para um potencial do tubo de raio-X de 90 kV. Através da filtragem, os raios X de baixa energia, nocivos para o paciente, são eliminados [5]. *Direita:* Variação do espectro de emissão com o potencial de aceleração (de 60 kV a 120 kV), para a mesma corrente [5].

2.2 - Interação da Radiação com a Matéria

A radiação pode ser dividida nos seguintes grupos: partículas carregadas (partículas pesadas; elétrons rápidos) e partículas sem carga (radiação eletromagnética; neutrões) [1]. As primeiras interagem com os elétrons do meio através de forças de Coulomb, perdendo energia cinética através de processos com a ionização, excitação e perdas radiativas. As partículas sem carga interagem com matéria segundo um procedimento de duas etapas: primeiramente, a energia da radiação incidente é transferida (total ou parcialmente) para elétrons ou para partículas pesadas e, de seguida, ocorre a transferência dessa energia para o meio.

A radiação eletromagnética pode ser vista na perspectiva quântica, tendo o fóton uma energia dada pela Equação 1, onde h é a constante de *Planck*, ν a frequência da radiação, λ o seu comprimento de onda e c a velocidade da luz.

$$E_f = h \nu = \frac{h c}{\lambda} \quad \text{Equação 1}$$

Os fótons da radiação X e gama, quando interagem com a matéria, podem ser extintos ou dispersos (coerente ou incoerentemente) segundo um determinado ângulo. Assim, os principais processos que levam à transferência total ou parcial da energia do fóton para partículas carregadas do meio são o efeito fotoelétrico, a dispersão de *Rayleigh* e de *Compton* e a produção de pares (Figura 3). As partículas carregadas, nomeadamente os elétrons, irão provocar ionizações e excitações no meio.

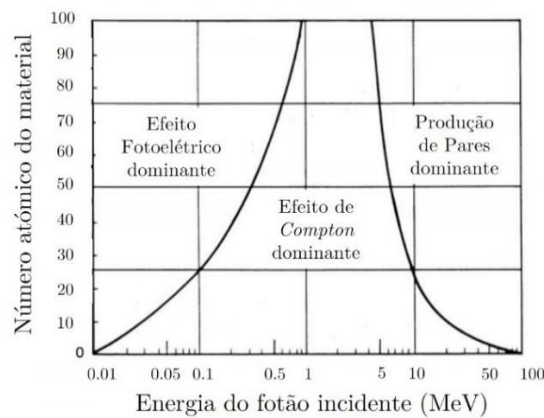


Figura 3. Domínio de cada processo de interação com a matéria em função do número atômico do material e da energia do fóton incidente [6].

2.2.1 - Efeito Fotoelétrico

Durante o efeito fotoelétrico, toda a energia do fóton incidente (E_f) é transferida para um elétron ligado do átomo (com energia de ligação E_l), fazendo com que este seja ejetado – fotoelétron (Figura 4). Um elétron livre não consegue absorver um fóton completamente, pelo que este processo acontece em elétrons de camadas mais internas (maior contribuição de elétrons na camada K). A energia cinética do elétron ejetado (E_c) é dada pela Equação 2.

$$E_c = E_f - E_l \quad \text{Equação 2}$$

Desta interação resulta um átomo ionizado com uma lacuna numa das suas camadas. A ionização consiste na formação de um par ião - elétron, através da remoção de um elétron (ou pela formação de um ião carregado negativamente, pela captura de um elétron). Tal

ocorre pela incidência de radiação ionizante, que transporta energia suficiente para que esse processo ocorra [1]. A lacuna criada será ocupada por um elétron que se encontrava numa camada mais externa, deixando de novo uma lacuna. Este procedimento repete-se até que se atinga o nível mais baixo de energia no átomo. Os elétrons das camadas mais externas irão preencher a lacunas ocorrendo a emissão de fótons de radiação X característica, com energia igual à diferença entre a energia do estado onde se encontrava o fotoelétron e a energia do nível superior – fluorescência de raio - X. Estes fótons podem interagir com outros elétrons do mesmo átomo, levando à criação de elétrons de *Auger*. Assim, a energia libertada durante uma transição eletrônica é transferida para outro elétron, sendo suficiente para ejetá-lo.

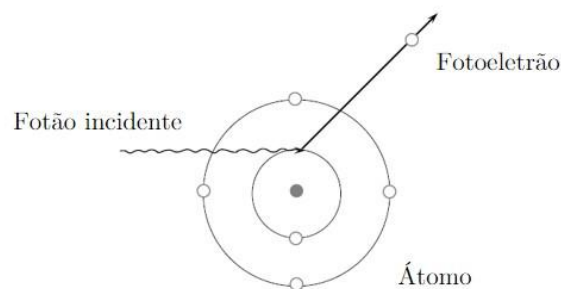


Figura 4. Esquema do Efeito Fotoelétrico [7].

O efeito fotoelétrico é mais significativo para energias próximas da energia da camada K [8]. Por outro lado, este efeito é mais considerável em meios com elevado Z . A probabilidade de emissão de raios X característicos diminui à medida que o número atômico do meio absorvente diminui.

2.2.2 - *Dispersão de Rayleigh*

Na dispersão de *Rayleigh* (dispersão coerente) a radiação eletromagnética incidente interage com todos os elétrons do átomo, fazendo com que estes oscilem em fase e com o estado oscilatório da onda incidente. De seguida, os elétrons voltam a emitir a onda eletromagnética com a mesma frequência. Neste processo, existe apenas a dispersão do fóton, não ocorrendo transferência de energia para o elétron ou para o meio absorvente, nem ionização ou excitação. Como tal, este processo não contribui para a dose do paciente, *Kerma* e dose absorvida [2]. A probabilidade de ocorrência de dispersão do fóton é mais elevada para radiação incidente de baixa energia em materiais absorventes de elevado Z .

2.2.3 - Dispersão de Compton

O efeito *Compton* caracteriza-se pela transferência de parte da energia do fóton X ou gama incidente (de energia $E_f = h\nu$) para um elétron considerado livre e estacionário, resultando na dispersão do fóton (Figura 5). Assim, tendo em conta o princípio da conservação de momento e da energia, este é desviado de um ângulo θ em relação à sua direção de incidência e a sua energia diminui, $E_f' = h\nu'$. Com isto, o fóton pode emergir do material ou interagir com outro elétron e, como perde energia após cada interação, aumenta a probabilidade de ocorrer efeito fotoelétrico ou dispersão de *Rayleigh* [9]. Por outro lado, o elétron de recuo, com energia E_e , é desviado segundo um ângulo α , no mesmo plano definido pela direção do fóton incidente e disperso. O elétron ejetado irá perder a sua energia cinética através de ionizações e excitações em átomos do meio absorvente [5]. O efeito *Compton* ocorre, principalmente, em elétrons situados nas camadas mais externas nos átomos e resulta na ionização destes.

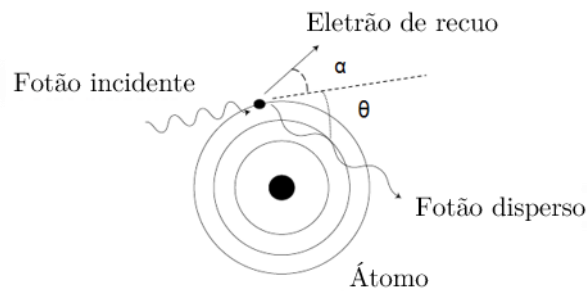


Figura 5. Esquema do Efeito de *Compton* (adaptado de [10]).

A energia do fóton disperso e a energia cinética do elétron de recuo podem ser dadas pelas Equações 3 e 4, onde $m_0 c^2$ é a energia do elétron em repouso.

$$E_f' = \frac{E_f}{1 + \frac{E_f}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad \text{Equação 3}$$

$$E_e = E_f - E_f' \quad \text{Equação 4}$$

2.2.4 - Produção de Pares

O processo de produção de pares ocorre quando a energia do fóton excede por duas vezes a energia do elétron em repouso, isto é, 1.02 MeV [1]. O fóton interage com o campo elétrico do núcleo, desaparecendo e dando origem a um par elétron-positrão. Quando a energia do fóton é superior a 1.02 MeV, o excesso de energia é convertido em energia cinética,

partilhada pelas partículas originadas. Esta interação só é significativa para energias elevadas e probabilidade de ocorrência aumenta com o número atômico do meio absorvente, não sendo um processo relevante nas técnicas de radiografia. Posteriormente, o positrão e eletrão perdem a sua energia cinética através de ionizações e excitações no meio. O positrão, após a desaceleração, irá aniquilar-se, dando origem a dois fótons de aniquilação, resultantes da interação do positrão com um eletrão orbital.

2.2.5 – Atenuação de um feixe de fótons

Um feixe de fótons, ao passar por uma dada espessura de um material, é atenuado em intensidade, mantendo-se o valor energético de cada fóton. Assim, a intensidade transmitida (I) por um material absorvente de espessura x , de um feixe de fótons monoenergéticos com intensidade incidente (I_0) é dada pela relação exponencial expressa pela Equação 5, onde μ corresponde ao coeficiente de atenuação linear (m^{-1}).

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 5}$$

A partir do coeficiente de atenuação linear, pode-se obter uma quantidade independente da densidade do material, ρ , designada por coeficiente mássico de atenuação ($m^2.kg^{-1}$), μ_m (Equação 6).

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad \text{Equação 6}$$

Os processos de interação da radiação com a matéria descritos anteriormente, como o efeito fotoelétrico, a dispersão de *Rayleigh* e de *Compton* e produção de pares, dependem do número atômico do material e da energia dos fótons incidentes. Estes processos contribuem para a atenuação do feixe de fótons, quer por absorção do fóton (levando à ejeção de eletrões das orbitais dos átomos do material) ou dispersão deste em relação à direção do detetor de fótons (Figura 6). O quociente I/I_0 denota a probabilidade de um fóton que incide normalmente no material passar pela espessura x sem a ocorrência destes fenómenos. O coeficiente de atenuação linear pode ser dado pela soma dos coeficientes de atenuação referentes a cada mecanismo referido (Equação 7).

$$\mu = \mu^{\text{Ef. Fotoelétrico}} + \mu^{\text{Disp. Rayleigh}} + \mu^{\text{Disp. Compton}} + \mu^{\text{Prod. de Pares}} \quad \text{Equação 7}$$

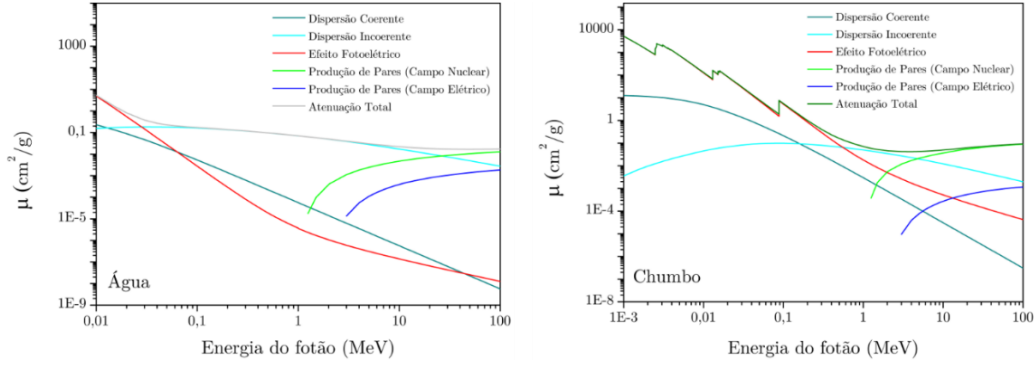


Figura 6. *Esquerda:* Variação do coeficiente de atenuação da água em função da energia do fóton incidente. Equivalente ao tecido [11]. *Direita:* Variação do coeficiente de atenuação do chumbo em função da energia do fóton incidente [11].

2.3 – Dose e Exposição

A fluência define o número de partículas que passam por uma secção unitária de área, sendo uma quantidade escalar, onde a direção não é considerada. Por outro lado, a quantidade de energia que passa por unidade de área é designada por fluência energética e consiste no produto entre a fluência e a energia de cada partícula, multiplicada pelo número de partículas com essa mesma energia [12].

Kerma consiste na energia cinética transferida por unidade de massa a partículas carregadas, como elétrons, por partículas ionizantes indiretas, como fótons, de particular interesse. Esta quantidade é expressa em J/kg ou *gray* (Gy).

O coeficiente de transferência de energia mássico é dado pela Equação 8, onde dR_{tr} é a energia cinética média transferida para partículas carregadas por partículas não carregadas incidentes de energia R ao percorrer a distância dl de um material com densidade ρ [12].

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{tr}}{R} \quad \text{Equação 8}$$

A energia cinética ganha pelo elétron pode ser perdida por interações de Coulomb com as partículas do meio absorvente ou por processos radiativos, como por *bremstrahlung*. Definindo a fração de energia perdida por este último tipo de interações por f (dependente do material), temos que o coeficiente mássico de energia absorvida (μ_{en}/ρ) é dado pela Equação 9 [12].

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - f) \quad \text{Equação 9}$$

Para as gamas de energia utilizadas em radiologia e para materiais absorventes de baixo Z , como o tecido biológico, o valor de f é bastante baixo, pelo que se pode considerar o coeficiente de transferência de energia mássico aproximadamente igual ao coeficiente mássico de energia absorvida.

Para o caso anteriormente descrito, o valor de *Kerma* é muito próximo do valor da dose absorvida (D). Esta última é definida como a quantidade de energia (dE) cedida pela radiação ionizante por unidade de massa (dm), tendo como unidades *gray* ou *rad* (*radiation absorbed dose*), em que $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rd}$ (Equação 10). Trata-se de uma quantidade física mensurável. A taxa de dose absorvida consiste na dose absorvida por unidade de tempo.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \text{Equação 10}$$

Por outro lado, quando se trata de carga elétrica, a exposição (X) refere a quantidade de carga (dQ) gerada por unidade de massa de ar (dm) (Equação 11) [12].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Equação 11}$$

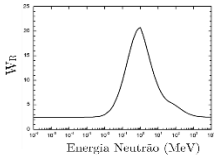
O número atómico efetivo do ar e do tecido mole são bastante próximos, podendo-se considerar materiais equivalentes para radiações X e gama incidentes. Nestes casos, a exposição no ar é proporcional à dose em tecido mole.

Note-se que cada tipo de radiação provoca um dano biológico diferente, por unidade de dose. Nesse sentido, a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) criou fatores de peso de radiação (W_R) que expressam os danos biológicos relativos de cada tipo de radiação. A dose equivalente (H_T), expressa em *Sievert* (Sv), vem dada pelo produto entre o fator de ponderação e a dose absorvida [13], devendo-se especificar o tecido em questão (Equação 12). Os valores do fator permitem refletir o RBE (*Relative Biological Effectiveness*) de radiação de elevado LET (*Linear Energy Transfer*) em relação a radiação de baixo LET. A RBE descreve a eficácia com que um determinado tipo de radiação provoca uma dada reação química ou efeito biológico (por exemplo, número de células alteradas ou mortas), dependendo da energia absorvida e da distribuição da dose absorvida no meio. Já a LET é uma medida da energia transferida por partículas ionizantes por material atravessado, expressa em unidades de keV/ μm . Na Tabela 1 estão presentes os valores destes fatores de ponderação para cada tipo de radiação. Verifica-se que, no caso dos fótons, o fator de ponderação da radiação é 1 e, conseqüentemente, uma dose absorvida de 1 mGy num órgão é igual a uma dose equivalente de 1 mSv para esse mesmo órgão (por exemplo).

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad \text{Equação 12}$$

Tabela 1. Fatores de peso para cada tipo de radiação [13].

| Partículas | Fator de Peso W_R |
|---------------------------------------|--|
| Fotões, Eletrões, Muões | 1 |
| Protões e Piões carregados | 2 |
| Partículas α e núcleos pesados | 20 |
| Neutrões | Função contínua dependente da energia dos neutrões |



Por outro lado, a sensibilidade de cada órgão ou tecido biológico é diferente, não reagindo de igual forma à radiação incidente, em relação a efeitos estocásticos. Como tal, também foram criados fatores de peso para tecidos (W_T) (Tabela 2), aos quais corresponde uma dose efetiva (E), dada pelo produto entre estes fatores e a dose equivalente, para cada tecido (Equação 13).

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} = \sum_T W_T H_T \quad \text{Equação 13}$$

Tabela 2. Fatores de peso para cada órgão/tecido [13].

| Tecidos e Órgãos | Fator de Peso W_T | ΣW_T |
|--|---------------------|--------------|
| Medula óssea (vermelha), Cólon, Pulmão, Estômago, Mama, Tecidos Remanescentes* | 0.12 | 0.72 |
| Gônadas | 0.08 | 0.08 |
| Bexiga, Esófago, Fígado, Tiroide | 0.04 | 0.16 |
| Superfície óssea, Cérebro, Glândulas salivares, Pele | 0.01 | 0.04 |
| | <i>Total</i> | 1.00 |

*Adrenais, Região extratorácica, Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculo, Mucosa oral, Pâncreas, Próstata, Intestino delgado, Baço, timo, Útero

Tanto a dose equivalente como efetiva permitem a definição de limites de dose e estudos de otimização da proteção da radiação (quantidades de proteção). No entanto, estas não podem ser medidas diretamente, pelo que foram criadas quantidades operacionais, como a dose equivalente pessoal, $H_p(d)$, que se trata da dose equivalente em tecido mole, para uma profundidade d (em milímetros) abaixo de um ponto específico do corpo (determinado pela posição do dosímetro), medida em Sievert.

2.4 - Efeitos Estocásticos e Reações nos Tecidos

Os efeitos biológicos devido à exposição a radiação ionizante podem ser classificados em estocásticos, reações nos tecidos e hereditários. A proteção radiológica permite o controlo da exposição, de modo a prevenir efeitos determinísticos que ocorrem nos órgãos e tecidos e limitar o risco de efeitos estocásticos [14].

A exposição, mesmo a baixos níveis de dose, pode provocar danos no material genético, que podem resultar no desenvolvimento de cancro induzido por radiação e doenças hereditárias para gerações futuras. Para ambos os casos, com o aumento da dose, a probabilidade da ocorrência aumenta, não existindo nenhum *threshold* de dose, sendo a severidade independente da mesma – efeitos estocásticos [15] (Figura 7). Assim, os efeitos estocásticos são a base do conceito ALARA. Os danos hereditários assumem uma natureza estocástica, mas apenas se tornam visíveis em gerações futuras.

Em doses muito superiores aos limites de dose recomendados pelo ICRP, a exposição à radiação pode ser suficiente para causar reações nos tecidos (também denominadas efeitos não estocásticos ou efeitos deterministas). Estes consistem no comprometimento da integridade e função dos órgãos e tecidos provocando, por exemplo, eritema da pele, perda de cabelo ou cataratas. Ocorrem quando é ultrapassado um limite de dose, que são específicos para cada tecido ou órgão, e a gravidade do dano aumenta com a dose (Figura 7). Por exemplo, o limiar para lesões de pele é de 2-3 Gy, mas para opacidades na lente do olho, a ICRP recentemente propôs 500 mGy [16]. O Relatório n.º 117 da ICRP frisa que, se os operadores se mantiverem perto do tubo de raio - X ou numa zona de elevada radiação dispersa por várias horas por dia e sem a utilização de métodos de proteção radiológica, o risco de ocorrência de reações teciduais é substancial.

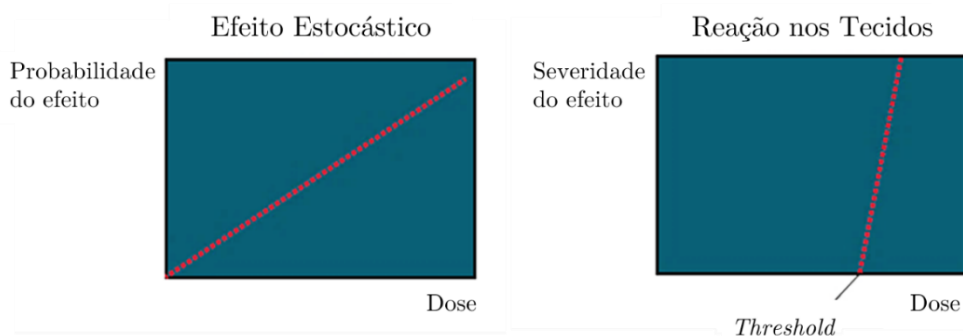


Figura 7. Comportamento dos efeitos estocásticos e reações nos tecidos consoante a dose [17].

3 - Contextualização – Estado da Arte

3.1 - Radiologia de Intervenção

A radiologia de intervenção dedica-se ao diagnóstico e tratamento de patologias de um modo minimamente invasivo, através de procedimentos orientados por imagem [18], permitindo tratar condições complexas, muitas vezes sem anestesia e através de incisões milimétricas.

O encontro da física com a radiologia resultou de diversas ocorrências, como, por exemplo, da descoberta da radiação X por Röntgen, em 1895, e da radioatividade por Becquerel, em 1896. Mas foi apenas em 1964 que Charles Dotter, radiologista de Oregon, Estados Unidos, introduziu os primeiros processos de radiologia de intervenção, nomeadamente pelo uso de cateteres para diagnóstico e tratamento (para substituição do bisturi), tendo realizado a primeira angioplastia transluminal percutânea [19]. As contínuas melhorias da tecnologia e metodologia permitiram que, atualmente, seja possível resolver problemas clínicos mais complexos, através de técnicas como fluoroscopia ou tomografia computadorizada, que permitem localizar o local da lesão, monitorizar e auxiliar o procedimento e controlar o tratamento [20].

A fluoroscopia é uma modalidade de imagiologia médica, sendo criado um filme radiológico (sequência de imagens radiológicas - *frames*) do paciente, em tempo real. Permite, por exemplo, realizar procedimentos de angiografia, avaliar obstruções gastrointestinais, visualizar a inserção de cateteres em artérias e auxiliar a aplicação de *pacemakers*. Nas técnicas de fluoroscopia é habitualmente utilizado um intensificador de imagem, que é algumas ordens de grandeza mais sensível que os filmes utilizados em radiografia, permitindo diminuir a dose de exposição do paciente. Os principais componentes do sistema de fluoroscopia são um tubo de raio - X, devidamente filtrado e colimado, uma mesa para suportar e orientar o paciente, um intensificador de imagem, um conjunto de lentes de focagem e uma câmara de vídeo de elevada resolução (ou CCDs - *charge-coupled devices*). Em meados de 1980, tornou-se recorrente o uso de radiologia digital [21], onde um painel detetor, constituído por filmes finos de matrizes de transístores, possibilitou a substituição do intensificador, do conjunto de lentes, da câmara de vídeo e do registo digital, num espaço muito reduzido. No entanto, esta matriz necessita de um elevado número de detetores, o que encarece consideravelmente o sistema.

A introdução do controlo automático dos feixes de raios X permitiu a introdução de novos modos de funcionamento, nomeadamente em modo contínuo, de elevada taxa de dose e de frequência ajustada com taxa variável de refrescamento. No modo de frequência

ajustada com taxa variável de refrescamento, o tubo de raio - X funciona num modo pulsado e sincronizado com o sistema de deteção, pelo que a imagem é adquirida num intervalo de tempo menor, com a mesma taxa de exposição. A principal vantagem deste modo de aquisição de imagem é que o efeito do movimento do paciente é praticamente eliminado, resultando numa qualidade de imagem superior, com a mesma dose. Na fluoroscopia 3D, utilizam-se algoritmos de reconstrução de imagem mais complexos do que os utilizados em fluoroscopia convencional. Neste caso, o detetor (habitualmente painéis detetores) efetua a recolha de imagens num processo de rotação em torno do paciente, pelo uso de um *C-arm* (Figura 8). Com a técnica *last frame hold* é possível observar a última imagem adquirida, sendo esta emitida continuamente no monitor até que o pedal que aciona a aquisição de imagens de fluoroscopia seja novamente pressionado. Esta tecnologia é bastante favorável quando é necessário observar uma dada zona do paciente por um período mais prolongado, sendo a principal vantagem a redução da dose recebida pelo paciente e operadores.



Figura 8. Representação do ambiente clínico durante um procedimento de fluoroscopia [22].

Em radiologia de intervenção, a tensão no tubo de raio - X é tipicamente definida entre 50 e 125 kVp e correntes entre 5 e 1000 mA [23]. A radiação dispersa terá uma menor energia, que dependerá, por exemplo, do ângulo de dispersão.

3.2 – Proteção Radiológica

3.2.1 – Consciencialização e Evolução das Normas

No início da década de 1990, a *US Food and Drug Administration* (FDA) recebeu os primeiros casos de incidência de danos na pele de pacientes causados por radiação em procedimentos de fluoroscopia de intervenção. No seguimento destas ocorrências, em 1992, o *American College of Radiology* (ACR), em conjunto com a FDA, organizou um encontro

com o objetivo de desenvolver estratégias de melhoria no desempenho, segurança e controlo de radiação, tendo sido identificados quatro fatores principais: equipamentos utilizados, controlo da qualidade, formação dos operadores e meios de proteção da radiação da equipa médica [24]. De facto, anterior a tal encontro, a única forma de medição de dose requerida pela FDA era o tempo de fluoroscopia, o qual não permite obter resultados fidedignos no que respeita à dose [24]. No final da década de 1990, as questões relativas à proteção da radiação foram suficientemente reconhecidas e consideradas de grande importância. A ICRP, em 2000, publicou alvítrios, dirigidos a radiologistas de intervenção e gerentes de instalações médicas, destinados a minimizar a dose entregue a pacientes e funcionários [25]. No Relatório n.º 168 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), emitido em 2010, são abordados tais assuntos em detalhe, fornecendo pareceres para avaliar as características relevantes do paciente que podem predispor a uma maior dose de radiação ou aumento da sensibilidade à radiação [26]. Deste modo, pode-se optar por configurações e técnicas apropriadas e realizar o monitoramento da dose de radiação do paciente, tanto durante o procedimento como após o mesmo e realizar o acompanhamento de pacientes que receberam doses relativamente altas e para os quais exista um risco de desenvolvimento de danos teciduais.

Tornou-se igualmente reconhecido que o treino eficaz da equipa médica é essencial para a prática de métodos de otimização da radiação, tanto para a sua própria proteção como para a dos pacientes. O Relatório n.º 113 da ICRP denota recomendações específicas para o treino em proteção de radiação para operadores de fluoroscopia de intervenção [27]. Jayasekera e Roach identificaram que a falta de conhecimento em física da radiação e dos princípios de segurança radiológica por parte dos operadores pode levar a práticas imprudentes que podem predispor a exposição elevada [28]. Em relatórios separados, Smith *et al.* [29] e Oddy e Aldam [30] mostraram que a exposição se correlacionava com o nível de experiência do cirurgião e do radiologista. Presumivelmente, mais prática significava menos tempo de operação e a necessidade de menos radiografias para confirmar a validação do resultado clínico. A *University of Rochester Medical Center*, nos Estados Unidos da América, verificou a redução da dose total dos operadores em 50 % após um ano de implementação de medidas corretivas, nomeadamente a adição de equipamentos de proteção pessoal, a modificação dos programas de treino e a adoção de sistemas de monitoramento da dose pessoal em tempo real. Este monitoramento (pelo uso do dosímetro *RaySafe i2*, da *Unfors RaySafe*) foi reconhecido como uma ferramenta de incentivo ao uso correto de meios de proteção radiológica. De facto, foi reportado que vários membros da equipa médica, ao observarem a mudança na dose de radiação pela adição ou remoção dos meios de proteção, em tempo real, lhes incentivou a um uso mais eficaz desses mesmos meios [31]. O uso correto de dosímetros e a aferição da própria dose constituem uma mais valia, devendo-se

permanecer numa zona com baixos níveis de radiação dispersa (o quanto possível, dependendo dos papéis desempenhados na sala de intervenção) [14].

Para além do treino da equipa médica, uso eficaz dos meios de proteção e monitorização da dose em tempo real, subsistem outras práticas que permitem a redução da dose a que o operador é sujeito. Por exemplo, pela utilização de técnicas de redução da dose dada ao paciente (menor radiação dispersa para os operadores), sem comprometer a qualidade da imagem, como a colimação do feixe de raios X, a minimização do número de imagens adquiridas e tempo de fluoroscopia, uso da técnica *last frame hold* ou técnicas como frequência ajustada com taxa variável de refrescamento. A configuração dos equipamentos também representa um aspeto fulcral: deve-se colocar o detetor o mais próximo possível do paciente e o tubo de raio - X afastado. Apesar de a mesa ter como papel principal suportar o paciente, é importante que esta seja de baixa densidade e que o número atómico do material de que é feita seja baixo, para que os fotões não sofram uma dispersão intensa, ou sejam absorvidos pela mesa [14]. Por outro lado, a escolha do equipamento também influencia as doses de exposição. Existem *C-arms* de menores dimensões para a obtenção de imagens das extremidades, mais práticos e menos dispendiosos e com propriedades de redução de radiação. Por exemplo, no estudo apresentado em [32] observou-se que a exposição do paciente e cirurgião foi consideravelmente superior durante o uso de *C-arm* em relação ao mini *C-arm* ao simular um procedimento no tornozelo, para uma mesma configuração do tubo de raio - X e detetor. No entanto, os autores consideram que os meios de proteção da radiação devem ser rigorosamente aplicados em ambas as técnicas [32].

Em 2011, a ICRP emitiu um comunicado em que diminuía o limite de exposição de dose nos olhos para os operadores de radiologia de intervenção de 150 mSv/ano para 20 mSv/ano, por uma média de 5 anos e com nenhum ano excedendo 50 mSv [33]. Assim, os limites de dose para o operador de radiologia de intervenção são os especificados na Tabela 3.

Tabela 3. Limites de dose para o operador de radiologia de intervenção (RI) definidos pela ICRP [20].

| Tipo de Dose | | Limite de Dose para Operador de RI |
|------------------|---------------|---|
| Dose Efetiva | | 20 mSv/ano – Média de 5 anos, com nenhum ano > 50 mSv |
| Dose Equivalente | Olhos | 20 mSv/ano – Média de 5 anos, com nenhum ano > 50 mSv |
| | Pele | 500 mSv/ano - Média em 1 cm ² (independente da área exposta) |
| | Mãos e Pernas | 500 mSv/ano |

3.2.2 – Grau de Exposição do Radiologista de Intervenção

As doses recebidas pela equipa médica em procedimentos de radiologia de intervenção são geralmente superiores às recebidas noutras práticas de radiologia [25]. As zonas mais propensas a uma exposição mais elevada são as mãos, pernas e a cabeça, particularmente os olhos e a tiroide [34]. Por outro lado, existem variações significativas nas doses registradas em diferentes estudos devido, principalmente, a diferenças no equipamento de raios X e nas técnicas utilizadas, mas também nas práticas de implementação de medidas de proteção [34]. De facto, a dose de radiação recebida pelos radiologistas de intervenção pode variar mais de uma ordem de grandeza para o mesmo tipo de procedimento e doses semelhantes recebidas pelo paciente [14].

No estudo [35] é investigado como a exposição do operador em radiologia de intervenção é afetada por alterações no ambiente clínico, nomeadamente na configuração do sistema de radiologia (tamanho do campo e filtragem de feixe) e em aspetos não controláveis (dimensões do paciente). Os níveis de radiação dispersa em torno do sistema angiográfico de *C-arm* foram medidos com auxílio de um fantoma de abdómen antropomórfico sob diferentes condições de imagem e foram construídas curvas de isodose. Verificou-se que, com o uso de filtros de cobre, obtinha-se numa menor exposição do operador (Figura 9). Ao simular o aumento do tamanho do abdómen do paciente, verificou-se que a radiação dispersa aumentava (Figura 10). A exposição da parte superior do corpo do operador foi significativamente reduzida quando o tubo de raio - X foi colocado sob a mesa.

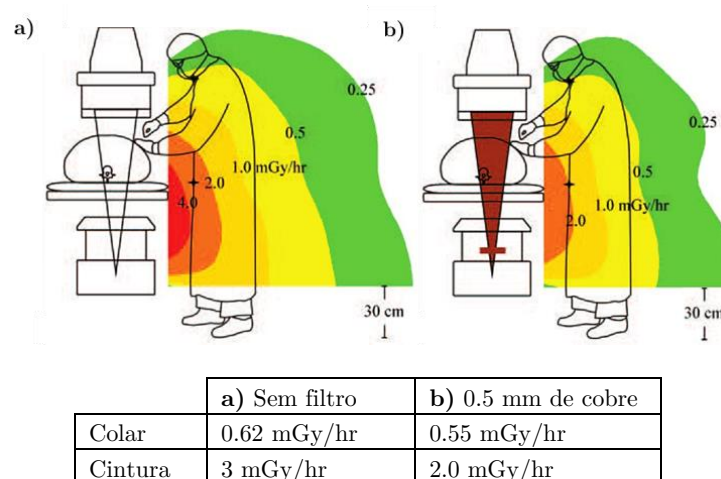


Figura 9. Efeito na exposição do operador da adição de um filtro de cobre do feixe de raios X. a) sem filtro. b) com filtro de cobre com 0.5 mm de espessura [35].

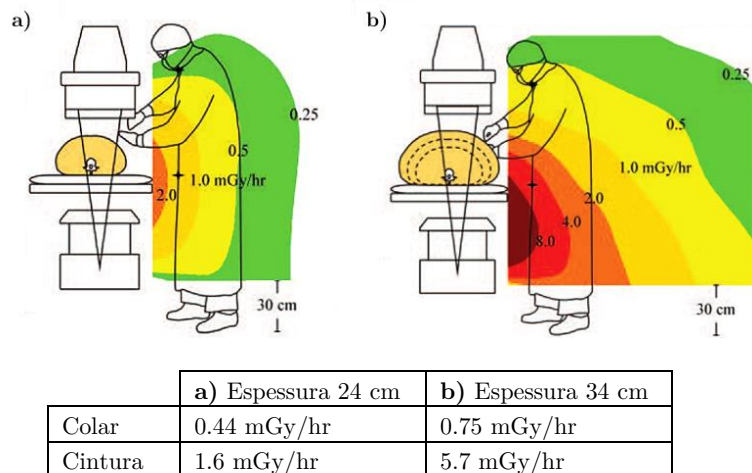


Figura 10. Efeito na exposição do operador do aumento da espessura do abdómen do paciente.
a) fantoma com 24 cm de espessura. **b)** fantoma com 34 cm de espessura [35].

Para um operador de radiologia de intervenção, a mão esquerda geralmente está mais próxima do recetor de imagem e do tubo de raio - X, uma vez que mantém a posição do cateter enquanto a mão direita realiza as manipulações (as doses para a mão direita são geralmente cerca de metade em relação às doses para a mão esquerda) [34]. No estudo presente em [36] foi medido H_p (0.07) usando dosímetros termoluminescentes (TLD), nas bases e pontas dos dedos e no pulso, para as duas mãos (Figura 11). Ginjaume *et al.* [44] relataram que a variação nos resultados de dose causada pelo processo de esterilização para dosímetros TLD num suporte de PVC (policloreto de vinil) em forma de anel é inferior a 3 % [19]. As medições foram realizadas ao longo de 45 biopsias aos pulmões e o operador utilizava óculos, avental de chumbo e luvas de chumbo de proteção. Os valores de dose registados na mão esquerda foram bastante superiores ao registados na outra mão e a dose registada no pulso foi bastante inferior ao registado nas outras zonas. No estudo em questão, é concluído que os limites anuais (500 mSv) podem ser facilmente excedidos. Infere-se, igualmente, que é mais apropriado usar o dosímetro no dedo anelar, uma vez que recebe uma dose mais elevada.

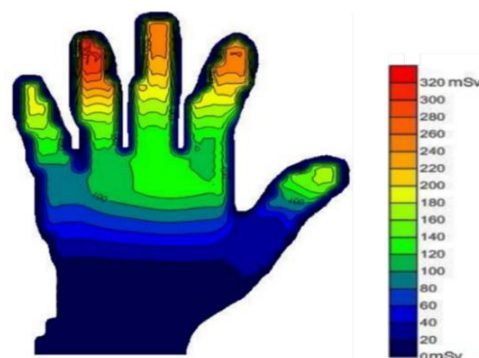


Figura 11. Dose acumulada num total de 45 intervenções, na mão mais próxima da fonte de radiação [36].

Por outro lado, no estudo presente em [37], cada operador utilizou três dosímetros *DoseAware*, da *Philips*, posicionados ao nível do ombro acima do colar de chumbo protetor, à altura do peito por baixo do avental de chumbo e no pulso, durante diferentes tipos de procedimentos médicos. Os operadores utilizaram aventais de chumbo, colares de proteção da tiroide e óculos de chumbo e, em algumas intervenções foram utilizados painéis de vidro de chumbo e sistemas de proteção sob e sobre a mesa. Extrapolando os resultados obtidos em 284 procedimentos, feitos durante 14 semanas, para 1000 intervenções por ano, os limites anuais de dose definidos pela ICRP não são excedidos, à exceção da dose registada nos olhos em procedimentos endovasculares periféricos.

3.2.3 – Métodos de Proteção Radiológica

Para manter as doses tão baixas quanto possível (princípio ALARA - *As Low As Reasonably Achievable*), os dispositivos de proteção devem ser usados de forma eficaz. Podem-se considerar três tipos de blindagem para proteção dos operadores de radiologia: na arquitetura do espaço clínico, nos equipamentos e nos dispositivos de proteção pessoal.

A primeira consiste na construção da sala de intervenção com paredes protetoras utilizando, por exemplo, tijolo de chumbo e vidro com chumbo ou acrílico para janelas [38]. Tal discussão não se enquadra no âmbito desta dissertação, mas mais informação pode ser obtida em [39].

No segundo caso, podem-se nomear as cortinas suspensas na mesa, que pendem da mesa do paciente, ficando entre o tubo de raio - X (na configuração mais usual, situado por baixo da mesa) e o operador, reduzindo substancialmente a dose nas pernas do operador [34] (Figura 12 a)). As telas suspensas no teto, geralmente construídas com um plástico com chumbo transparente, reduzem drasticamente a exposição, principalmente a dose do olho do operador, se estiverem posicionadas corretamente durante o procedimento [14]. Tais escudos oferecem proteção a toda a cabeça e pescoço. No entanto, a proteção das mãos é muitas vezes limitada, uma vez que estas se encontram abaixo do nível das telas suspensas no teto e, embora as telas *overtable* ajustáveis e independentes possam fornecer uma boa proteção, os operadores de intervenção geralmente consideram-nos demasiado intrusivas, pois o espaço é limitado e implicam problemas adicionais de esterilidade.

A proteção pessoal inclui o uso de roupas protetoras, como aventais. Os aventais de proteção estão disponíveis em diferentes espessuras equivalentes de chumbo, de 0.25 mm a 1 mm, dependendo do fator de atenuação de radiação necessário [24]. Os aventais envolventes de duas peças (saia e colete) distribuem o peso do avental e também protegem as costas do usuário. Alguns aventais mais recentes são de peso mais leve, mas mantêm

aproximadamente a equivalência de chumbo, usando, tipicamente, uma combinação de estanho e bismuto [24]. Para a proteção dos olhos, devem-se utilizar óculos com chumbo, que devem ter protetores laterais e ajustar-se adequadamente [26]. O uso de óculos, tipicamente com 0.75 mm de espessura equivalente de chumbo, mostrou reduzir a dose de radiação nos olhos do operador de forma marcante, sendo um facto importante uma vez que os médicos que realizam procedimentos de fluoroscopia e os seus assistentes correm o risco de desenvolver opacidades das lentes induzidas por radiação [24]. Quando os meios de proteção são empregues adequadamente, as doses oculares acumuladas durante um ano não se aproximam de três décimos do limite de dose definido pela ICRP [34]. A proteção da tiroide é mais fácil de concretizar através do uso de um colar e, uma vez que a tiroide é radiosensível, é prudente aplicar critérios mais rigorosos [34].

Existem igualmente cabines para proteção radiológica (Figura 12 b)), que permitem aumentar a proteção, mas eliminando a carga de peso para o operador, e panos descartáveis de metais pesados para redução da radiação dispersa pelo paciente (Figura 12 c)).

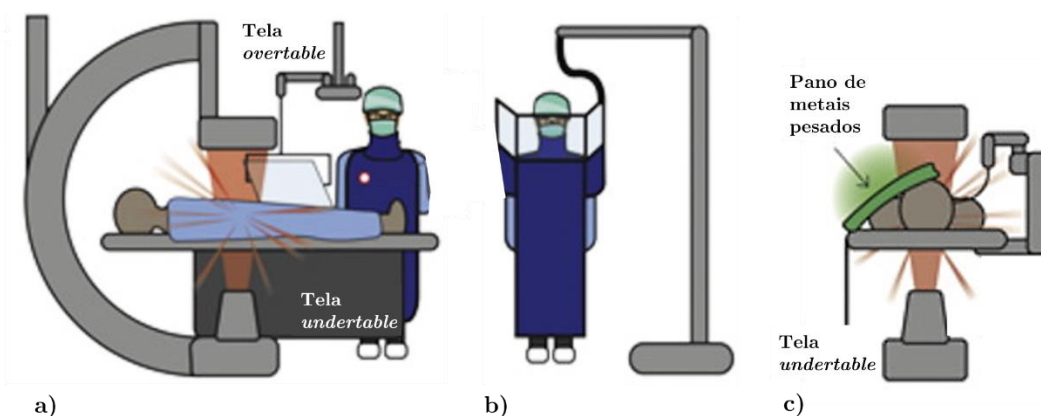


Figura 12. Exemplos de meios de proteção a) telas suspensas na mesa e teto, avental, óculos e colar de proteção da tiroide de chumbo e dosímetro, b) cabine de proteção, c) pano de metais pesados [40].

3.3 - Dosímetros em Radiologia de Intervenção

3.3.1 – Monitorização da dose de Radiologistas de Intervenção

É pertinente estudar a distribuição de radiação dispersa na sala de operação durante uma intervenção guiada por fluoroscopia, avaliar a intensidade da radiação dispersa em diferentes zonas da sala de operação e identificar fatores que influenciam a exposição dos

profissionais durante as intervenções, estabelecendo assim recomendações de proteção contra radiação para aplicação do princípio ALARA com maior eficiência.

Tanto a ICRP [20] como a NCRP [26] recomendam o uso de dois dosímetros em funcionários altamente expostos que realizem procedimentos de radiologia de intervenção, sendo um deles utilizado no pescoço ou ao nível do colarinho, sobre o colar de proteção, e o segundo ao nível da cintura ou peito, sob o avental protetor. Como a dose efetiva e equivalente não podem ser medidas diretamente, são utilizadas quantidades operacionais, nomeadamente a dose equivalente pessoal, H_p . Deste modo, a dose efetiva (E) pode ser determinada pela Equação 14 onde H_{cintura} corresponde à dose equivalente pessoal medida à cintura (ou peito), por baixo do avental protetor, e H_t à dose equivalente pessoal medida ao nível do pescoço (ou colarinho), por cima do avental, e κ e β são fatores de peso. No entanto, não existe ainda um par de valores (κ , β) adequado a todos os tipos de procedimento de radiologia de intervenção. Devido a tal problema, e aliado à vontade de simplificação do sistema para o usuário, existem autores que defendem a utilização de apenas um dosímetro, fora do avental, para determinação da dose efetiva (por $E = 0.1 H_t(10)$). No entanto, e neste caso, se as medições de H_t ultrapassarem os 20 mSv em um mês, deve-se considerar o uso do segundo dosímetro [20].

$$E = \kappa H_{\text{cintura}}(10) + \beta H_t(10) \quad \text{Equação 14}$$

Para além da avaliação da dose efetiva, a monitorização da exposição deve incluir uma estimativa da dose equivalente recebida pela lente do olho e, em alguns casos, pelas extremidades (mãos e pernas) [20]. A quantidade $H_p(0.07)$ (e $H_p(3)$, para os olhos) permite a medição da dose equivalente para a pele e olhos, pela calibração dos instrumentos de dosimetria. Por outro lado, existem estudos que referem que a dose equivalente dos olhos pode ser determinada através de $0.75 H_t(0.07)$ ou $0.75 H_t(3)$ (considerando que não se está a utilizar nenhuma proteção para os olhos) [41, 42].

Tipos de Dosímetros

Um dosímetro é um dispositivo capaz de medir a dose absorvida por um dado volume sensível, devido à incidência de radiação ionizante [5]. Pode-se dividir os dosímetros considerando se apresentam, ou não, resposta em tempo real. As câmaras de ionização, díodos, MOSFETs, detetores de diamante e dosímetros de fibra ótica apresentam resposta em tempo real, ao contrário de *film badges* e de dosímetros que se baseiam em propriedades termoluminescentes (TLDs) e luminescência estimulada opticamente (OSLD).

A câmara de ionização consiste na produção de uma nuvem de cargas elétricas, composta por pares ião-eletrão quando a energia é depositada no volume ativo (composto por gás) do detetor, através de radiação ionizante incidente [43]. O número de pares ião-eletrão criados é proporcional à energia depositada pela radiação [43]. No entanto, o facto de serem bastantes volumosos constitui uma desvantagem. Os MOSFETs e detetores de diamante têm dimensões reduzidas, mas são dispendiosos. TLDs regem-se pela capacidade de alguns cristais de absorver a energia da radiação ionizante incidente e reemiti-la em forma de luz, quando a temperatura do cristal atinge um certo valor [43]. As dimensões reduzidas destes dosímetros permitem obter uma boa resolução espacial, mas não permitem obter informações em tempo real [44]. Apesar de os dosímetros TLDs apresentarem uma resposta linear com a dose, podem atingir a saturação e, caso o dosímetro continue a ser irradiado, pode sofrer danos irreversíveis. Nos OSLDs, a emissão de luz ocorre quando o cristal é estimulado por um laser, apresentando o mesmo problema dos TLDs [2]. Um *film badge* foi um dos primeiros dispositivos utilizados para medir a exposição dos trabalhadores à radiação. Utilizam uma emulsão que contém cristais de haleto de prata, em que a incidência de radiação provoca ionizações que formam uma imagem latente que necessita de revelação química para se tornar visível. A calibração da exposição em relação à densidade ótica permite o mapeamento 2D da dose.

A Tabela 4 resume as características dos vários tipos de dosímetros supracitados.

Tabela 4. Características de vários tipos de dosímetros [45]

| Tipo de Dosímetro | Vantagens | Desvantagens |
|------------------------------|--|--|
| <i>Câmara de Ionização</i> | Rápido, Estável, Medição direta, Usado como referência | Volumoso, Dispendioso, Baixa eficiência |
| <i>MOSFET</i> | Muito pequeno, Medição instantânea, Memorização da dose, Baixo efeito direcional | Dispendioso, Tempo de vida reduzido (devido à acumulação de dose) |
| <i>Detetores de Diamante</i> | Pequeno, Resistente a danos por radiação, Sem efeito direcional | Dispendioso, Necessidade de pré-irradiação antes do uso; Dependência com a energia, Dependência com a Temperatura |
| <i>TLD</i> | Pequeno, Boa linearidade com a dose, Baixo custo | Não permite leitura em tempo real, <i>Fading</i> , Perda de sensibilidade com o tempo, Calibração necessária antes de cada uso |
| <i>OSLD</i> | Estável, Sem efeito direcional, Independência com a taxa de dose | Efeito de <i>Cherenkov</i> , Leitura por laser |
| <i>Film Badge</i> | Mapeamento 2D, Baixo custo | Leitura complexa, Dependência com a energia |

| | | |
|---------------------------------|---|--|
| <i>Díodo</i> | Pequeno, Medição em tempo real, Baixo custo, Baixa alimentação | Efeito direcional, Dependência com a taxa de dose, Sensibilidade varia com a temperatura |
| <i>Cintiladores de Plástico</i> | Pequenos, Boa sensibilidade, Independência com a taxa de dose, Baixo custo, Leitura rápida e direta | Efeito de <i>Cherenkov</i> |
| <i>Fibra Ótica</i> | Baixo custo, Sem efeito direcional, Boa sensibilidade e linearidade | Má resolução espacial, Efeito de <i>Cherenkov</i> |

Para a aplicação proposta é desejável que o dosímetro apresente características como elevada sensibilidade, independência energética e da taxa de dose, elevada resolução espacial, independência angular e com a temperatura e um comportamento linear com a dose [6, 7]. Adicionalmente, deve permitir a leitura em tempo real, sendo preferível que apresente reduzidas dimensões, por forma a não perturbar o desempenho do radiologista de intervenção. Deve apresentar resistência ao dano por radiação e não deve provocar alterações no campo de radiação que está a ser medido.

3.3.2 – Dosímetros de Fibra Ótica e Cintiladores

O uso de cintiladores como método de deteção é uma opção muito comum em aplicações de física da radiação, de partículas e nuclear. Quando a radiação ionizante incide nestes materiais, é libertada luz visível – luz de cintilação. A eficiência de um cintilador é definida como a fração de energia incidente que é convertida em luz visível. Os processos que levam a esta emissão designam-se por fluorescência e fosforescência [2]. A esta última correspondem tempos de emissão e comprimentos de onda da luz emitida muito mais longos. O material cintilador ideal deve converter de forma linear a energia cinética das partículas carregadas em luz detetável, com elevada eficiência de cintilação [1]. Por outro lado, o meio deve ser transparente ao comprimento de onda emitido, o tempo de decaimento da luminescência induzida deve ser curto e o índice de refração próximo ao do vidro [1].

Pode-se dividir os cintiladores em inorgânicos e orgânicos. Os primeiros são constituídos por elementos de elevado número atómico e apresentam uma densidade elevada, sendo desejáveis para espectroscopia gama [46]. A absorção de energia pode resultar na passagem de um eletrão da banda de valência para a banda de condução e criação de uma lacuna na banda de valência. No cristal puro, a desexcitação não é um processo eficiente e resulta em fótons de elevada energia, fora da região do visível. Por forma a aumentar a

eficiência de emissão de fótons na região do visível, são adicionadas pequenas quantidades de impurezas – ativadores – levando à criação de estados de energia no hiato, que determinam o espectro de emissão do cintilador. No entanto, o BGO, bismuto germânio $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, não necessita de ativadores, uma vez que a luminescência está associada à transição $^3\text{P}_1 \rightarrow ^1\text{S}_0$ do ião Bi^{3+} , emitindo radiação com um pico em 480 nm, com um rendimento de cintilação de 9 fótons/keV [1].

Por outro lado, os cintiladores orgânicos são constituídos por hidrocarbonetos aromáticos, tendo um baixo valor de densidade, apresentando um menor rendimento de luz quando comparados com os cintiladores inorgânicos. Pela Figura 13, podem-se observar as várias transições que levam à fluorescência e fosforescência num cintilador orgânico. Os cintiladores plásticos apresentam uma resposta rápida e direta, uma elevada resolução espacial, não apresentam efeito de memória, não é necessária a correção de efeitos provocados pela pressão ou humidade e apresentam um comportamento linear numa grande gama de energias [46].

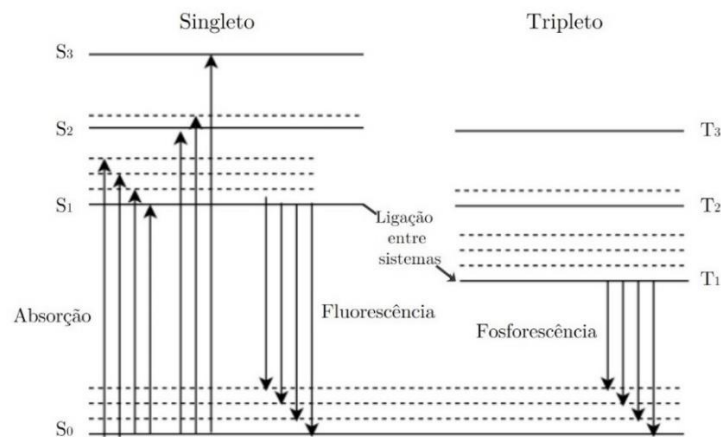


Figura 13. Níveis de energia de uma molécula orgânica com estrutura molecular π [47].
Fenómenos associados a cada transição.

Uma das desvantagens do uso de cintiladores plásticos é que estes apresentam uma pequena dependência com a temperatura. Wotton e Beddar estudaram a dependência com a temperatura de PSDs com as fibras óticas cintilantes BCF-60 e BCF-12, produzidas pela companhia *Saint Gobain Crystals* (SGC) [48]. Para a PSD utilizando BCF-60, obtiveram uma diminuição da dose medida por 0.50 % por cada aumento de um grau Celsius e, para a PSD com BCF-12, uma diminuição de 0.09 % por cada aumento de um grau Celsius [48]. As fibras óticas cintilantes BCF-10, BCF-12 e BCF-20 foram comparadas num estudo realizado por Chichester *et al.* em termos de linearidade e resolução espacial. Todas apresentaram bons resultados, tendo a fibra BCF-12 apresentado melhor rendimento [49].

A utilização de fibras óticas para transmissão do sinal apresenta várias vantagens, como o facto de a informação ser transmitida através de sinais óticos (imune a interferências elétricas e eletromagnéticas) e do seu tamanho reduzido, permitindo uma excelente resolução espacial [2]. Por outro lado, para aplicações de dosimetria pretendidas, existe um problema inerente às fibras guia: o *stem effect*, que engloba fenómenos como a radiação de Cherenkov, mais significativa, e a fluorescência. Este tipo de efeitos irá afetar os resultados da dosimetria, devendo ser eliminados. A luz de Cherenkov surge quando as partículas carregadas têm energia suficiente para se deslocarem a velocidade superior à velocidade da luz no meio considerado, produzindo luz que vai desde o ultravioleta até à luz visível azul. A radiação de Cherenkov é emitida sobre a forma de um cone de ângulo θ_c , que depende do índice de refração do meio (n) e da velocidade da partícula nesse próprio meio (v_p) ($\beta = v_p/c$) (Equação 15). Um estudo comparou a radioluminescência produzida por fibras de poliestireno (PS), fibras de poliestireno com *wavelength shifter*, fibras de polimetilmetacrilato (PMMA) e de sílica, chegando à conclusão de que são as fibras PMMA que apresentam uma menor radioluminescência, tornando-se na melhor opção para a configuração do protótipo [50].

$$\cos(\theta_c) = \frac{1}{n\beta} \quad \text{Equação 15}$$

3.3.3 – Detetores de Fotões – Fotodíodo e SiPM

A partir da luz de cintilação e da utilização de um detetor de fotões, é possível determinar a dose. Serão abordados dois tipos de detetores: fotodíodos e fotomultiplicadores de silício (SiPM - *Silicon Photomultiplier*).

Fotodíodo

Uma junção p-n consiste numa transição idealmente abrupta entre um semicondutor (geralmente silício) dopado tipo n (por exemplo, fósforo ou arsénio - dador), onde os portadores de carga são maioritariamente eletrões, e um semicondutor tipo p (por exemplo, boro ou alumínio - aceitador), onde os portadores maioritários são lacunas. Quando utilizadas para efeitos de deteção ótica, denominam-se fotodíodos. No equilíbrio, o nível de Fermi é constante ao longo da junção e a corrente é nula (as correntes de deriva e difusão, com sentidos opostos, são iguais), criando-se uma diferença de potencial entre as duas regiões, que depende da temperatura e dos níveis de dopagem [51]. Quando é aplicada uma tensão de modo a que a região p é conectada ao terminal negativo – polarização reversa – a diferença de potencial entre as regiões aumenta, reduzindo-se a corrente de difusão. A corrente de deriva ocorre da zona n para a p, em que os portadores minoritários gerados juntos à junção são difundidos na mesma. A tensão aplicada deve ser menor do que a tensão

de *breakdown*, para a qual a corrente aumenta abruptamente, sendo esta definida como a tensão (que diminui com o aumento da temperatura) para a qual a corrente no escuro atinge $10 \mu\text{A}$. No entanto, apesar de a aplicação de uma tensão reversa melhorar a linearidade da resposta do fotodíodo em função do nível de luz incidente, ocorre o aumento da corrente no escuro e, conseqüentemente, o aumento do *shot noise*, I_{SN} , onde q é a carga do eletrão, I_L é a corrente gerada pela incidência da luz, I_E é a corrente no escuro e Δf é a largura de banda de medição de ruído (Equação 16) [52].

$$I_{\text{SN}} = \sqrt{2 q (I_L + I_E) \Delta f} \quad \text{Equação 16}$$

Ao operar no modo fotovoltaico, isto é, sem a aplicação de uma tensão aos terminais do fotodíodo, a corrente de fuga é zero, constituindo uma vantagem em relação ao modo fotocondutivo, no qual é necessário um circuito de aquisição mais complexo [53], sendo a configuração mais comum quando se pretendem medidas precisas [54]. No caso de fótons de baixa energia, os eletrões são ejetados pelo efeito fotoelétrico, e pelo efeito Compton para energias superiores (confrontar Figura 3) [55]. Assim, quando um fóton incidente de energia superior à energia de hiato do semiconductor é absorvido no lado p, ocorre a ejeção de um eletrão e a criação de uma lacuna. Se a distância percorrida pelo eletrão for inferior ao comprimento de difusão, o eletrão percorre toda a zona de depleção, e deriva de acordo com o campo elétrico criado. Tal corresponde à criação de uma carga unitária para a corrente lida no circuito exterior. Caso seja absorvido na região n, a lacuna resultante da ejeção do eletrão ir-se-á difundir ao longo da junção, derivando na direção oposta ao do eletrão, mas contribuindo igualmente com uma carga para o circuito externo. Por outro lado, se o fóton for absorvido na região de depleção, ocorre a criação de um buraco e um eletrão que derivam em direção ao lado p e n, respetivamente. Como cada portador percorre uma distância menor do que a largura total da junção, é novamente criada uma carga unitária (Figura 14). Neste caso, evita-se o atraso na resposta em corrente devido ao tempo de difusão, que limita a resposta em frequência, isto é, a capacidade de resposta a variações da intensidade da radiação. Como tal, pode-se optar pelo uso de um fotodíodo com uma estrutura p-i-n, em que uma camada de elevada resistividade é posicionada entre as regiões p e n [56]. Neste regime, o ruído predominante é o ruído de *Johnson* (ou térmico), I_{JN} , devido à geração de portadores por efeitos térmicos, onde K_B é a constante de *Boltzmann*, T é a temperatura e R_{SH} é a *shunt resistance* do fotodíodo (Equação 17). O ruído total, I_{T} , é dado pela Equação 18.

$$I_{\text{JN}} = \sqrt{\frac{4 K_B T \Delta f}{R_{\text{SH}}}} \quad \text{Equação 17}$$

$$I_{\text{T}} = \sqrt{I_{\text{SN}}^2 + I_{\text{JN}}^2} \quad \text{Equação 18}$$

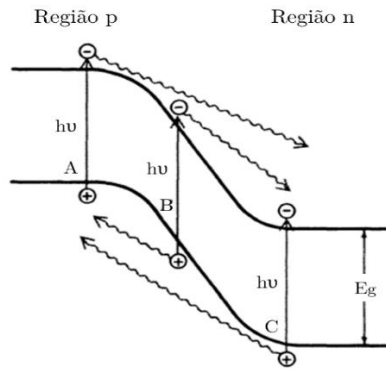


Figura 14. Três processos de criação de um par elétron-lacuna (A, B e C), pela absorção de um fóton em diferentes regiões da junção [56].

Em [53] é estudado o uso do fotodíodo PIN S9195 da *Hamamatsu*, não polarizado, juntamente com uma fibra guia de PMMA (1.5 m de comprimento e 2 mm de diâmetro) que conduz a luz de cintilação da fibra BCF-60 (20 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro), para aplicações de detecção de dose na ordem dos mGy. A carga produzida pelo fotodíodo, adquirida durante 10 segundos, em cada posição, é lida através de um eletrômetro. Observou-se uma relação linear entre a resposta do fotodíodo e a dose empregue, tendo-se observado uma dependência energética devido à fibra cintilante. Por outro lado, é também realizado um estudo da dependência do sinal com a temperatura, utilizando LEDs com emissão em diferentes comprimentos de onda (470, 565, 660 e 930 nm), tendo-se observado uma variação menor do que 4 % para temperaturas entre 0 e 50 °C e 2 % entre 15 e 25 °C.

SiPM

Os fotodíodos de avalanche (APD) e os APD em modo *Geiger* consistem num díodo a operar numa tensão de polarização inversa abaixo ou acima da tensão de rutura, respetivamente. As vantagens destes em relação aos PMTs consistem, principalmente, no seu menor consumo de energia e custo, na sua portabilidade e insensibilidade a campos magnéticos [1].

No detetor APD, o funcionamento é linear, uma vez que o número de portadores de carga criados é proporcional ao número de fótons absorvidos. No caso dos APD em modo *Geiger*, um único fóton pode criar um par elétron-buraco e desencadear uma avalanche de elevado ganho ($10^5 - 10^6$) [57].

Os SiPMs (*Silicon Photomultipliers*) consistem numa matriz de várias micro-células (pixéis) conectadas em paralelo [58]. Cada célula é composta por APD em modo *Geiger* e por uma resistência (*quenching resistance*) em série [58] (Figura 15). O MPPC (*Multi-Pixel Photon Counters*) é um tipo de SiPM produzido pela companhia *Hamamatsu Photonics*,

Japão. O modo de operação básico de cada célula pode ser explicado por três processos: carga, descarga e *quenching* [59]. Assumindo que o díodo tem um elemento capacitivo (C), esta capacidade é carregada até à tensão de operação (V_{op}), mantendo-se constante neste valor até incidência de um fóton [59]. A incidência de um fóton provoca uma avalanche, começando a fluir corrente [59]. A resistência de *quenching* limita a recarga do APD em modo *Geiger*, pelo que quando a tensão de operação coincidir com a tensão de rutura (V_{br}), o processo de avalanche termina, para que o dispositivo possa detetar novos fótons.

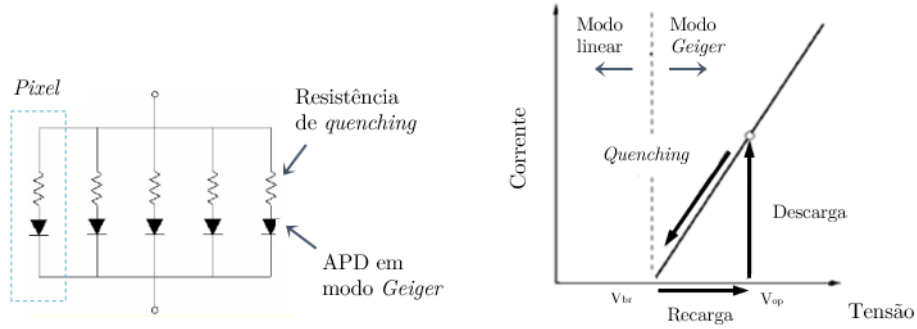


Figura 15. *Esquerda:* Matriz do MPPC. *Direita:* Operação básica de um *pixel* de MPPC (processos de carga, descarga e *quenching*).

Note-se que um *pixel* não consegue distinguir entre a incidência de um ou vários fótons. A quantidade de carga gerada é dada pela Equação 19, onde V_o representa a *overvoltage*.

$$Q = C(V_{op} - V_{br}) = CV_o \quad \text{Equação 19}$$

A eficiência de deteção de fótons (PDE) consiste na eficiência à qual fótons de um dado comprimento de onda são detetados pela área do MPPC. Na Equação 20, F_g é o fator de preenchimento (proporção entre a área fotossensível do *pixel* e a área total do *pixel*), Q_e é a eficiência quântica (probabilidade de formação de um par elétron-buraco) e ϵ é a probabilidade combinada de elétrons e buracos provocarem uma avalanche.

$$PDE = F_g Q_e \epsilon \quad \text{Equação 20}$$

O ganho (G) do fotodetector pode ser dado pela Equação 21, onde q é a carga do elétron; ou seja, corresponde ao quociente entre a carga do pulso gerado quando um fóton incide num *pixel* e a carga do elétron.

$$G = C \frac{V_o}{q} \quad \text{Equação 21}$$

O fotodetector ideal deve apresentar uma ampla gama dinâmica, isto é, deve produzir um sinal linear para toda a gama de intensidades da luz. Existem vários fatores que irão introduzir erros no sinal medido, nomeadamente o ruído nos MPPC (fenómenos de *crosstalk*, *afterpulsing* e *dark counts*) e a dependência com a temperatura. Durante o processo de avalanche, existe a geração de fótons próximos da região infravermelho que podem deslocar-se para células vizinhas e iniciar uma avalanche nessas células (*crosstalk*), provocando um novo impulso que se irá sobrepor ao anteriormente criado [60]. Os *afterpulsing* estão presentes quando ocorre uma avalanche secundária num pixel, enquanto este está a recuperar da avalanche primária. A principal fonte de ruído nos MPPCs provém das *dark counts*. Para além dos pulsos gerados pela incidência de fótons, existem pulsos formados por portadores de carga gerados termicamente, que provocam contagens no escuro, apresentando estes dois tipos de pulso a mesma forma. A taxa de contagens no escuro no MPPC é definida como o número de pulsos gerados no escuro com um *threshold* a metade da amplitude de um pulso gerado pela incidência de um fóton, 0.5 p.e [57]. As principais influências da temperatura no fotodetector correspondem a variações no valor da tensão de *breakdown* e na taxa de contagens no escuro. Esta última aumenta com o aumento da temperatura. Por outro lado, como o ganho é dependente da temperatura, esta deve ser mantida constante ou, se variável, deve-se ajustar a tensão de polarização para cada temperatura para manter o ganho constante. Um modo alternativo de eliminar o ruído é através do uso de um segundo MPPC, para leitura da mesma fibra, operando em modo coincidência com o primeiro, permitindo a rejeição de falsos eventos causados pelo ruído no escuro [46].

4 – Desenvolvimento e Avaliação dos Dosímetros Protótipos

Foram desenvolvidas e testadas duas configurações de protótipos, com vista à construção de um dosímetro com elevada sensibilidade, independência energética e com a temperatura, entre outras características. No primeiro caso, a radiação X atinge um cristal cintilador que se encontra diretamente acoplado a um fotodíodo e, no segundo, a luz de cintilação produzida por uma fibra ótica cintilante é guiada através de uma fibra de PMMA até um fotomultiplicador de silício.

A Figura 16 apresenta um esquema da distribuição estratégica prevista dos vários componentes, no caso do primeiro/segundo protótipo. O material cintilador foi colocado nas zonas onde se pretende registar os valores de taxa de dose (olho, pescoço, cintura, mão), com base nas exigências de dosimetria para operadores altamente expostos a radiação, referidas anteriormente.

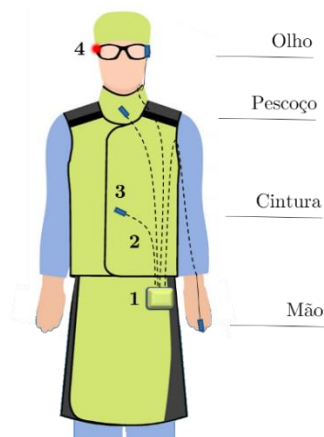


Figura 16. Disposição prevista do dosímetro protótipo, caso a deteção seja feita por fotodíodo/MPPC: 1 – Bloco eletrónico/MPPC. 2 – Cabo SMA/Fibra guia PMMA. 3 - Fotodíodo e cristal cintilador/Fibra cintilante. 4 – Sinal luminoso.

4.1 - Deteção por Fotodíodo e Cristal Cintilador

Como referido, foi desenvolvido e estudado um protótipo constituído por um fotodíodo acoplado a um cristal inorgânico cintilador (BGO) para efeitos de deteção de dose (Figura 17). O bloco eletrónico permite a conversão do sinal em tensão e respetiva amplificação. As mais valias desta configuração consistem principalmente na reduzida dependência com a temperatura dos fotodíodos e na baixa alimentação requerida para o funcionamento do protótipo.



Figura 17. Cristal BGO acoplado a fotodíodo (conectado ao *jumper*), envolvidos em teflon e fita cola preta.

No primeiro estudo experimental, o bloco eletrônico desenvolvido é analisado em termos da linearidade de conversão da corrente em tensão. De seguida, é estudada a dependência com a temperatura de três fotodíodos diferentes e avaliadas as suas respostas quando irradiados com radiação X. Escolhidos os constituintes do protótipo, foi realizado um mapeamento do tubo de raio – X tanto com o protótipo como com o dosímetro comercial. Para tais análises foram necessários os seguintes equipamentos: máquina de prototipagem de placas de circuitos impressos (*LPKF ProtoMat E44*); picoamperímetro/fonte de tensão (*Keithley 6487*); fonte de tensão (*BK Precision® 1672*); díodos emissores de luz; sistema para controlo da temperatura (*peltier*, dissipador, ventoinha, termístor e conversor *Max6682*); tubo de raio – X (*Jupiter 5000 Series da Oxford Instruments*); dosímetro comercial (*Raysafe™ Xi Transparente Detector, da Unfors RaySafe*).

4.1.1 - Caracterização da Eletrónica

Foi projetado e contruído um circuito de conversão de corrente para tensão e respetiva amplificação do sinal do fotodíodo (Figura 18). A tensão de saída (V_{out}) é diretamente proporcional à fotocorrente gerada no fotodíodo (I_L), onde valor da resistência R_f ($1\text{ M}\Omega$) determina o ganho (Equação 22).

$$V_{out} = - R_f \times I_L \quad \text{Equação 22}$$

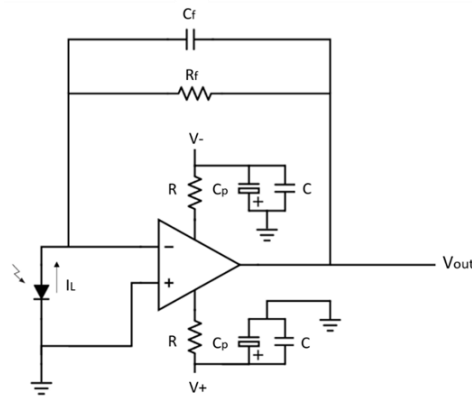


Figura 18. Esquema do circuito de transimpedância, onde $R_f = 1 \text{ M}\Omega$ é a resistência de *feedback* e $C_f = 0.5 \text{ pF}$ é o condensador de *feedback*. Por forma a minimizar o ruído AC proveniente da fonte de tensão, foi introduzido um filtro onde $C_p = 10 \text{ }\mu\text{F}$, $C = 100 \text{ nF}$ e R_{fe} correspondem a resistências ferrite.

O amplificador operacional escolhido (ADA4898-1) apresenta uma corrente de entrada ($-0.1 \text{ }\mu\text{A}$) e uma tensão de *offset* ($160 \text{ }\mu\text{V}$, no máximo) baixas, uma vez que esta tensão provoca o aumento da corrente no escuro [54]. Com o fotodíodo a operar em modo fotovoltaico, o amplificador mantém a tensão através do fotodíodo idealmente a 0 V , devido à sua elevada impedância de entrada, fazendo com que toda a corrente flua através de R_f .

O circuito eletrónico sem o fotodíodo foi analisado através da passagem de diferentes valores de corrente (simulando I_L). Para tal, foi utilizada uma fonte de tensão e um conjunto de resistências de $1 \text{ M}\Omega$ a $1 \text{ G}\Omega$. Verifica-se que a tensão de saída é bastante linear até cerca de $3.04 \text{ }\mu\text{A}$ a partir do qual começa a saturar (variação de 3% em relação à reta resultante do ajuste linear considerando os primeiros pontos) devido ao amplificador (Figura 19). Excluindo essa zona, verifica-se a amplificação de $(0.9898 \pm 0.0001) \times 10^6 \text{ V/A}$. Por outro lado, e devido novamente ao amplificador, averiguou-se a existência de um *offset* de 0.134 V , que poderia ser eliminado através de um potenciómetro.

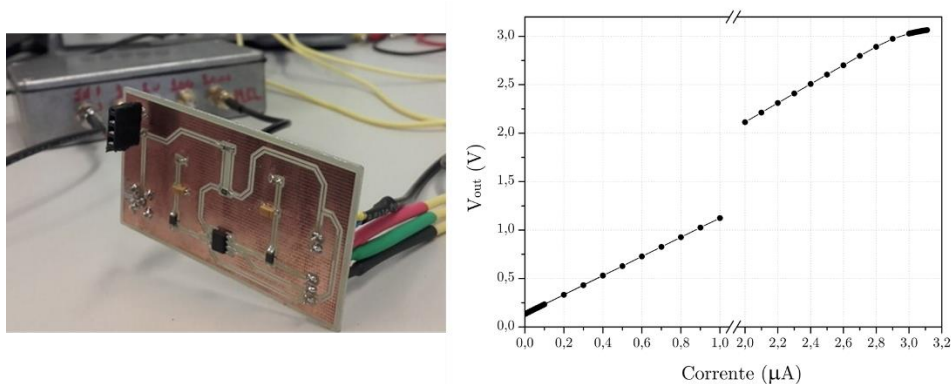





Figura 19. Esquerda: Circuito de transimpedância construído. Direita: Tensão em função da corrente de entrada no circuito. Verifica-se uma amplificação de $(0.9898 \pm 0.0001) \times 10^6 \text{ V/A}$.

4.1.2 – Seleção do Fotodíodo e Caracterização

O fotodíodo BPW21, da *Osram*, apresenta o máximo de sensibilidade (0.34 A/W) para o comprimento de onda de 550 nm, tendo uma área sensível de 2.73 x 2.73 mm². Por outro lado, o fotodíodo S1087, da *Hamamatsu*, apresenta uma menor área sensível, mas uma sensibilidade semelhante (0.3 A/W), para o comprimento de onda de 560 nm. O fotodíodo PIN S9195, da *Hamamatsu*, apresenta uma alta sensibilidade (0.28 A/W para $\lambda = 405$ nm). A resposta espectral vai desde o ultravioleta próximo até ao infravermelho, permitindo o seu uso com diferentes tipos de cintiladores. O fotodíodo PIN S919 é *ultraviolet enhanced*, pelo que os coeficientes de temperatura são extremamente baixos para comprimentos de onda menores do que o comprimento de onda de máxima emissão. Na Tabela 5 encontram-se mais informações relativas aos fotodíodos testados.

Tabela 5. Algumas características dos fotodíodos testados.

| Tipo | Gama espectral (nm) | λ (nm) | Sensibilidade (A/W) | Área fotossensível (mm ²) | Notas |
|---|---------------------|----------------|--|---------------------------------------|-----------------------------|
| BPW21 ^[61] <i>Osram</i>  | 330 – 720 | 550 | 0.34 Valor máx. | 2.73 x 2.73 | - |
| S1087 ^[62] <i>Hamamatsu</i>  | 320 – 730 | 560 | 0.3 Valor máx. | 1.3 x 1.3 | - |
| PIN S9195 ^[63] <i>Hamamatsu</i>  | 320 – 1000 | 405 | 0.28 Q _e próxima de 100% | 5.0 x 5.0 | <i>Ultraviolet enhanced</i> |

Averiguou-se a variação da resposta dos fotodíodos em função da temperatura, entre 20 e 45 °C. Para tal, utilizaram-se LEDs com emissão no azul (pico máximo de emissão a (473.93 ± 0,14) nm), verde ((528.96 ± 0,14) nm) e vermelho ((631.03 ± 0,12) nm), e uma fibra de PMMA (da série *HFBR-EUS100z*, da *Broadcom*, com 1 mm de diâmetro, índice de refração do núcleo e bainha de 1.492 e 1.417, respetivamente, [34] e comprimento de (35.00 ± 0.05) cm) que guiava a luz do LED até à caixa onde se encontrava o fotodíodo e o termistor (Figura 20). Para este estudo, utilizou-se o picoamperímetro para leitura direta da corrente do fotodíodo.



Figura 20. Montagem experimental para o estudo da resposta do fotodíodo para diferentes comprimentos de onda de emissão do LED e temperaturas.

Na Figura 21 encontra-se a variação de sinal (normalizada ao mínimo) obtida para cada fotodíodo, nas condições referidas. Tanto o fotodíodo BPW21 como o S9195 demonstram desvios máximos inferiores a 1.2 % entre 20 e 45 °C, para todos os comprimentos de onda, e inferiores a 0.7 % para incidência de luz no azul, tendo assim uma baixa dependência com a temperatura. O fotodíodo S1087 demonstrou estar em desvantagem, apresentando desvios superiores a 1.50 %.

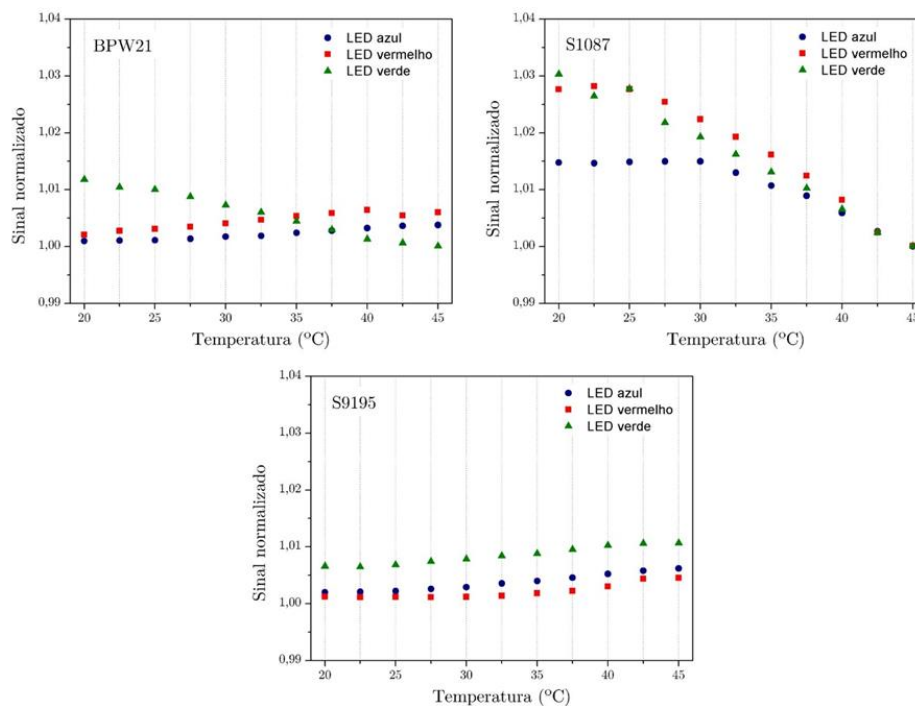


Figura 21. Variação normalizada no sinal dos fotodíodos BPW21, S1087 e S9195 para diferentes comprimentos de onda, em função da temperatura.

Considerando a aplicabilidade do dispositivo, poderia ser oportuno a colocação do circuito eletrônico num bolso lateral e a zona sensível (fotodíodo e cristal cintilador) nas zonas de interesse para medição da dose (confrontar Figura 16). Como tal, analisou-se a variação da resposta do fotodíodo BPW21 com este junto (fotodíodo em contacto com o PCB por um *jumper*) ou afastado da eletrónica (unidos por um cabo SMA), para diferentes tensões num LED com emissão na região azul ($(473,93 \pm 0,14)$ nm). Verifica-se novamente a saturação a 3.85 V e o desvio máximo obtido entre os dois casos foi de apenas 2.08 %, pelo que, em estudos posteriores, o conjunto fotodíodo e cintilador ficará conectado à componente eletrónica através do cabo SMA (Figura 22, à esquerda.) Como seria expectável, sem a placa com o circuito eletrônico, o sinal do fotodíodo em corrente não satura (Figura 22, à direita).

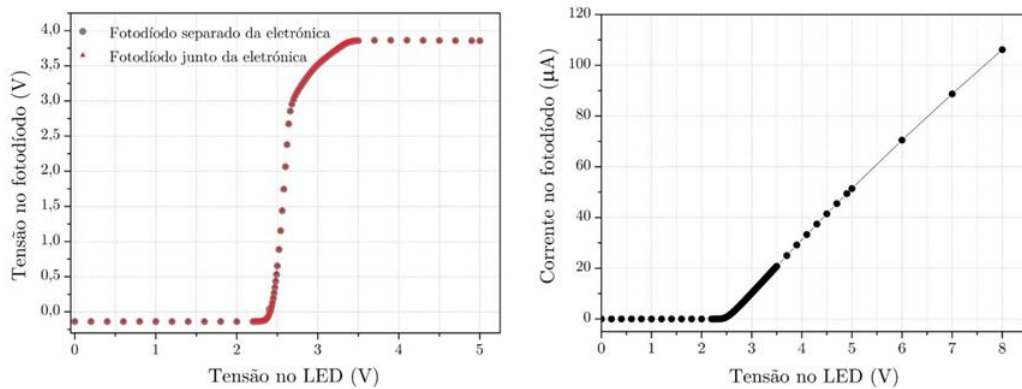


Figura 22. Esquerda: Comparação da resposta em tensão com o fotodíodo e cristal cintilador junto à eletrónica e separado desta por um cabo SMA. Direita: Resposta do fotodíodo em corrente.

De seguida, acoplou-se cada fotodíodo a um cristal cintilador BGO (de volume 1.156 dm³ e área em contacto com o fotodíodo de 4.44 x 8.64 mm²) com *grease* ótica, envolvendo o sistema em teflon e fita cola preta, por forma a melhorar a eficiência de coleta de luz [64]. Ao colocar nas proximidades do orifício do tubo de raio - X, mediu-se a resposta de cada fotodíodo com um voltímetro para diferentes correntes do tubo. Pela análise da Figura 23 verifica-se que o fotodíodo S9195 apresenta uma maior resolução, tendo sido o escolhido para estudos posteriores.

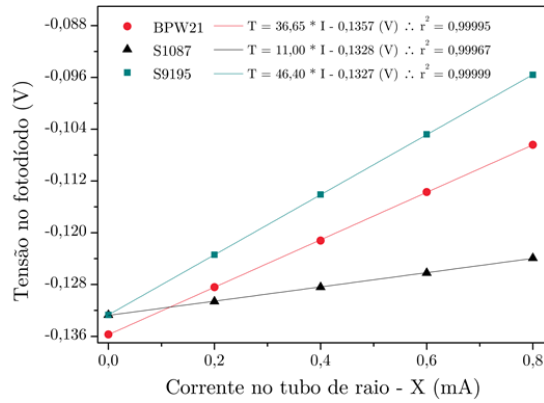


Figura 23. Tensão no fotodíodo (T, em volts) em função da corrente no tubo de raio - X (I, em amperes), para uma tensão no tubo de 45 kVp. Ajustes lineares obtidos para cada fotodíodo.

4.1.3 – Mapeamento da Emissão do Tubo de Raio - X

O uso do dosímetro comercial *RaySafe™ Xi* (câmara de ionização) permitiu obter o valor da dose que o tubo de raio - X fornece. Tais valores de dose foram obtidos para diversas posições em relação ao tubo de raio - X, perfazendo-se vários círculos (até um diâmetro de 18 cm) radiais em relação ao centro do tubo e para várias distâncias a este. Os resultados obtidos para o dosímetro comercial encontram-se na Figura 24. Note-se que a gama de funcionamento deste dosímetro é entre 100 nGy/s e 20 mGy/s [65], pelo que nas posições mais próximas do orifício do tubo e para correntes deste de 1 mA, verifica-se a saturação do sinal. Observa-se que o tubo apresenta alguma emissão fora do cone teórico de iluminação (abertura de 23° [66]), ou a deteção de radiação dispersa.

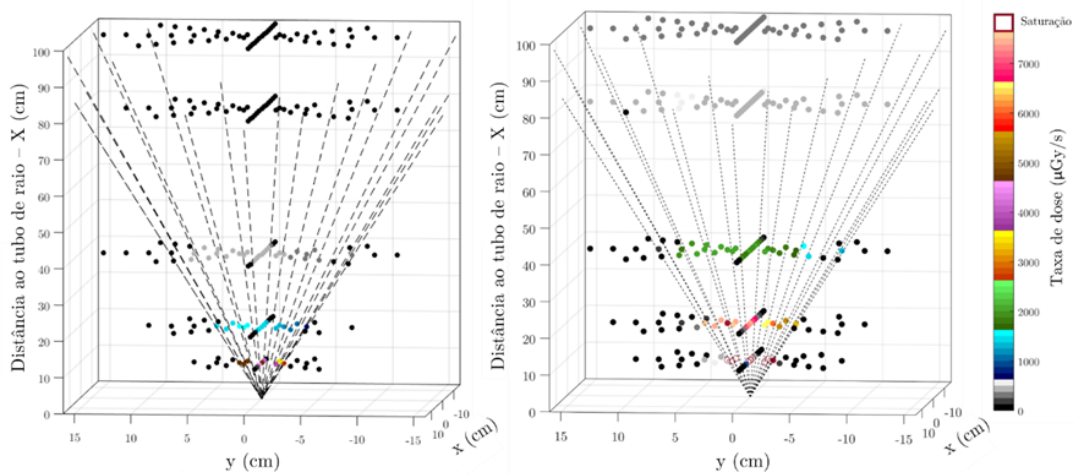


Figura 24. Mapeamento da emissão do tubo de raio X pelo dosímetro comercial *RaySafe Xi*, para um potencial no tubo de 50 kVp e 0.2 mA (Esquerda) e 1 mA (Direita). O

ponto $(x,y) = (0,0)$ corresponde à posição do tubo de raio - X. As linhas a tracejado correspondem a emissão teórica do tubo.

O protótipo composto pelo fotodiodo PIN S9195 e cristal BGO foi igualmente exposto à radiação X, para diferentes posições em relação ao tubo. Pela Figura 25, verifica-se uma fraca sensibilidade, uma vez que o protótipo não consegue efetuar a medição de vários pontos situados no interior do cone teórico de emissão, e fora deste, uma vez que, nesta zona, os valores de taxa de dose são bastante baixos.

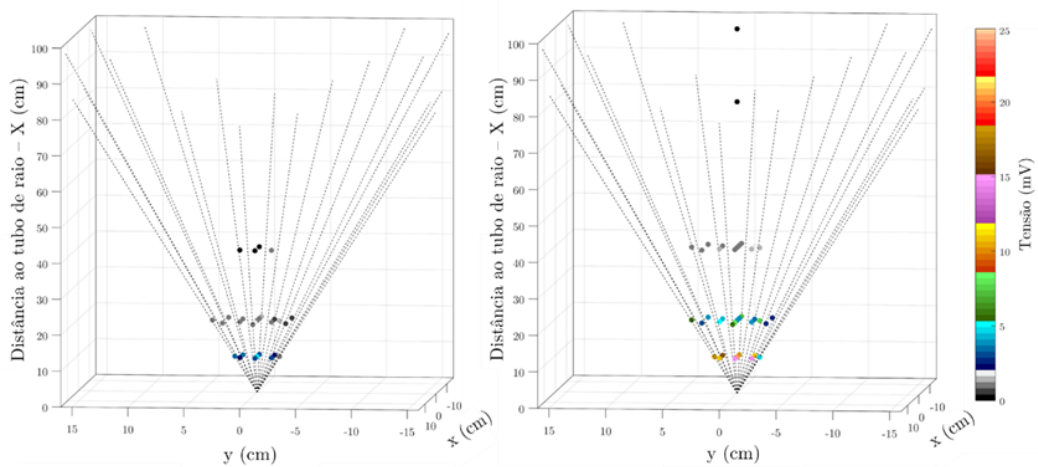


Figura 25. Mapeamento da emissão do tubo de raio - X pelo protótipo constituído pelo fotodiodo S9195 e cristal BGO para um potencial no tubo de 50 kVp e 0.2 mA (Esquerda) e 1 mA (Direita). O ponto $(x,y) = (0,0)$ corresponde à posição do tubo de raio - X. As linhas a tracejado correspondem a emissão teórica do tubo. Note-se que, ao ter a mesma escala para os dois gráficos, perde-se resolução na figura da esquerda.

Por outro lado, verificou-se que este sistema apresentava uma resposta bastante linear para taxas de dose muito elevadas (na ordem dos mGy/s), apesar de não apresentar a sensibilidade necessária para o propósito sugerido (Figura 26). Também se verifica uma elevada dependência energética devido ao cristal cintilador.

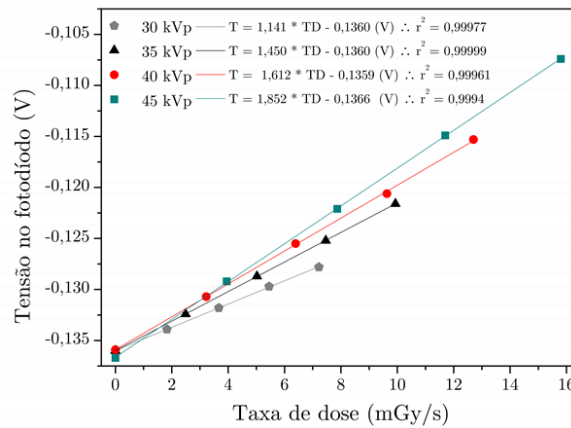


Figura 26. Tensão no fotodíodo (T) para taxas de dose (TD, em Gy) na ordem dos mGy/s, para diferentes potenciais do tubo de raio – X (ao centro, a 20 cm deste).

4.2 - Detecção por MPPC e Fibra Cintilante

Com vista à possibilidade de deteção de taxas de dose mais reduzidas (na ordem dos $\mu\text{Gy/s}$), procedeu-se ao desenvolvimento de um segundo protótipo que consiste no uso de uma fibra ótica cintilante BCF-12 (1 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento), acoplada a uma fibra ótica de PMMA que permite que a luz de cintilação chegue ao MPPC S13360-1350PE, da *Hamamatsu Photonics* (Figura 27, em cima). A disposição prevista do protótipo é a representada na Figura 16 e a comparação das dimensões entre o protótipo e o dosímetro comercial encontra-se na Figura 27, em baixo.

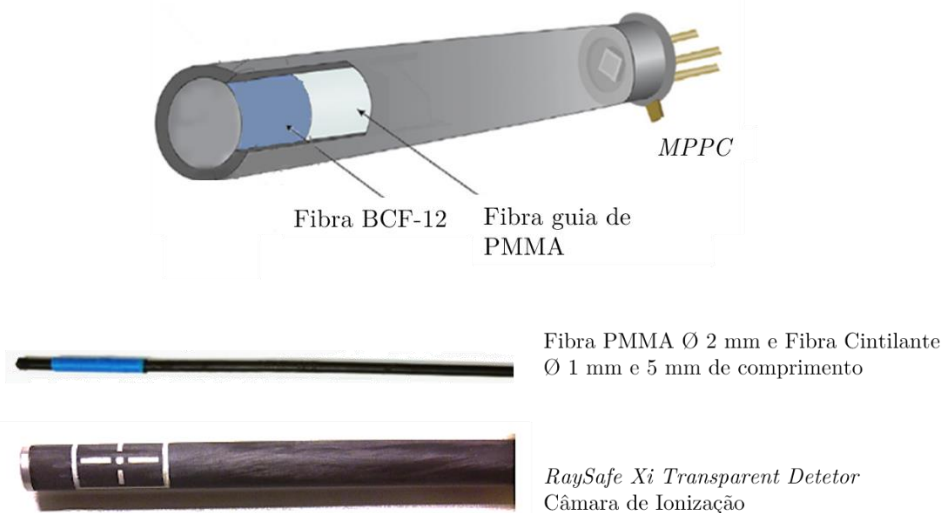


Figura 27. Cima: Esquema do segundo dosímetro protótipo (Adaptado de [46]). Baixo: Imagem comparativa entre as dimensões das fibras do protótipo e do dosímetro comercial (não sendo este maleável).

O máximo de emissão da fibra cintilante ocorre para um comprimento de onda de 435 nm [67], o que se adequa à resposta espectral do fotodetector, estando bastante próximo do comprimento de onda a que corresponde o pico de sensibilidade (PDE = 40 % para 450 nm) [68]. Sabe-se, igualmente, que a fibra guia apresenta o menor coeficiente de atenuação, de 0.12 dB/m, para o comprimento de onda na região do azul (em relação ao verde e vermelho). Por outro lado, a radiação de Cherenkov emite radiação na região visível azul, pelo que seria igualmente importante realizar uma análise deste efeito. No entanto, para os plásticos comumente utilizados em dosimetria o índice de refração varia entre 1.48 e 1.60, o que significa que a radiação de Cherenkov é observada para energias maiores que 145 e 180 keV, respetivamente [69], estando fora da gama de energias praticadas em radiologia de intervenção (sendo ainda menor a energia da radiação dispersa).

Como referido anteriormente, a tensão de *breakdown* e, conseqüentemente, o ganho, são dependentes da temperatura, assim como a corrente no escuro. Como se pretende desenvolver um sistema portátil pelo radiologista, optou-se por realizar o ajuste desta tensão para a temperatura real do protótipo, ao invés de manter a temperatura sempre constante. De facto, sem qualquer ajuste ou correção, a resposta do MPPC apresenta variações superiores a 65 %, entre 17.5 e 45 °C, utilizando os LEDs do estudo anterior.

Assim, foi inicialmente feita a calibração da tensão de *breakdown* em função da temperatura, para que o ajuste seja aplicado em tempo real pela aplicação desenvolvida em Qt e por comunicação RS-232 com o picoamperímetro/fonte de tensão. A calibração do dosímetro foi realizada com o dosímetro comercial, para várias distâncias ao tubo de raio – X. Foram utilizados os mesmos equipamentos referido no estudo anterior, à exceção da máquina de prototipagem de circuitos impressos e, ao invés do termístor, foi utilizado o termómetro digital DS18B20 e foi ainda usado um gerador de sinais (*33522A Function/Arbitrary Waveform Generator, 30 MHz*).

4.2.1 – Calibração e Programa de Controlo DORI

Foram obtidas curvas I-V no escuro (sem incidência de fótons, fibra e cintilador) do protótipo para temperaturas entre 17.5 e 45 °C - caracterização estática. Para determinar a tensão de *breakdown*, para cada temperatura, utilizou-se o método da segunda derivada do logaritmo da corrente (Figura 28). A variação da temperatura foi conseguida novamente com o uso do *peltier* controlado manualmente pela fonte de tensão, dissipador e ventoinha. Na Figura 28, verifica-se que a tensão de *breakdown* varia 54.1 mV/°C, estando em concordância com o exposto no *datasheet* do fotodetector [68].

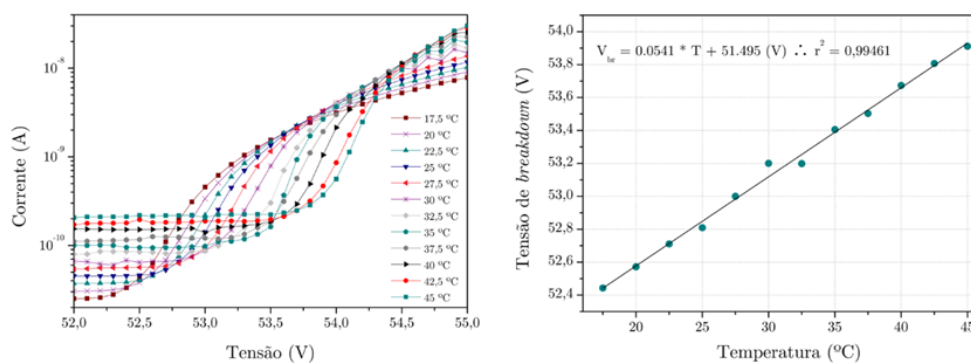


Figura 28. Esquerda: Curvas I-V no escuro do dosímetro protótipo, para várias temperaturas. Direita: Retas de calibração: tensão de *breakdown* em função da temperatura.

Considerou-se uma *ovevoltage* de 4 V, pelo que a tensão de polarização é dada pela tensão de *breakdown* determinada pela reta de calibração somada de 4 V.

A aplicação desenvolvida ao longo deste trabalho em QT – *Controller DORI* (DOSimetria em Radiologia de Intervenção) - permitiu o controlo da tensão de polarização com base na reta de calibração determinada. Tal plataforma utiliza a temperatura registada no *Arduino UNO*, que se encontra conectado ao sensor de temperatura, para alterar a tensão de polarização através de uma comunicação em série RS-232. Realiza igualmente o registo da corrente e desvio padrão, permitindo a definição do número de pontos a integrar em cada medição, na interface do utilizador. A secção *DORI* irá permitir a definição dos *thresholds* de corrente (calibrada para valores de taxa de dose), a partir dos quais será emitida uma luz de alerta, junto aos óculos de proteção (confrontar com Figura 16), quando se verificar a exposição a níveis anormais (ou “adequados”) de dose (Figura 29). Em trabalho futuro, para a identificação dos *thresholds* de dose por intervenção ter-se-á por base os limites anuais definidos pela ICRP.

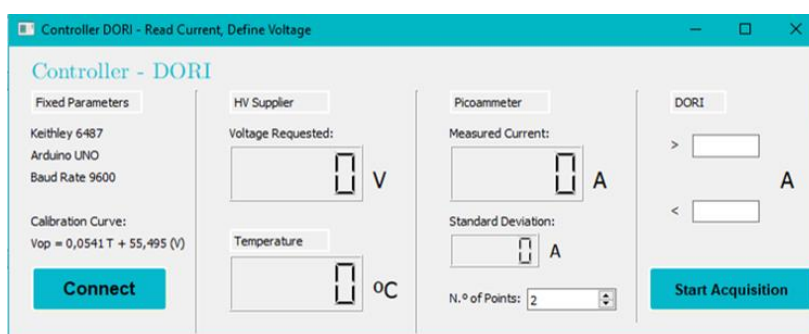


Figura 29. Interface *Controller - DORI* onde se pode visualizar a corrente e o desvio padrão medidas, a temperatura, e a correspondente tensão de polarização aplicada. Secção *DORI* para definição dos *thresholds* de taxa de dose (corrente no protótipo).

Já com o ajuste da tensão de polarização para cada temperatura, foi medida a corrente no escuro no mesmo intervalo de temperaturas, por forma a realizar a posterior subtração ao sinal medido, consoante a temperatura registada. Verifica-se que a corrente no escuro aumenta exponencialmente com a temperatura (e com a tensão de polarização). Efetivando a subtração da corrente pela curva exponencial obtida, realizaram-se medições no escuro para verificar a eficácia desta. A partir de cerca de 31 °C e à medida que a temperatura aumenta, a flutuação e o desvio padrão dos pontos experimentais aumenta. De facto, à medida que a temperatura e a tensão de polarização aumentam, maiores são as flutuações do ganho [70].

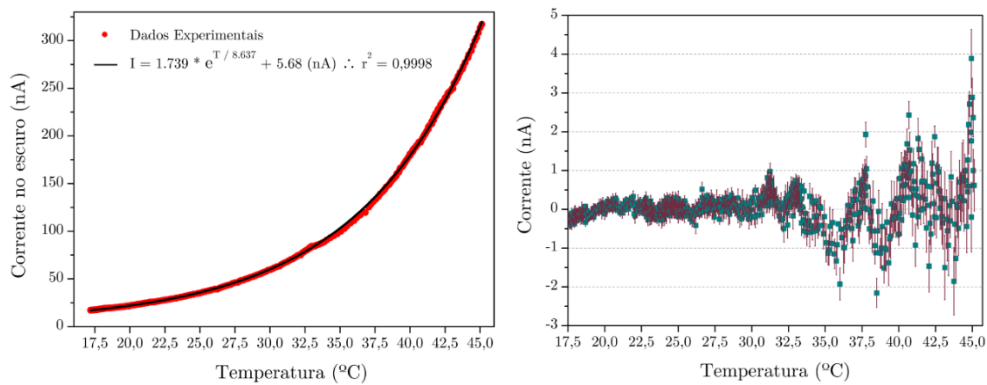


Figura 30. Esquerda: Variação da corrente no escuro com a temperatura e ajuste exponencial. Direita: Corrente no escuro obtida com a correção exponencial em função da temperatura.

Seguidamente, e com uma montagem experimental semelhante à da Figura 20 em que o LED azul apresentava, neste caso, uma emissão pulsada (alimentado pelo gerador de sinais), foi testado o *Controller DORI* com diferentes níveis de luz e frequências. O acoplamento ótico entre a guia de luz e o fotodetector foi otimizado através da utilização de *grease* ótica e de um bom polimento das fibras. Averiguou-se que o sinal apresenta uma variação máxima de 3 % entre 17.5 e 31 °C, consistindo, assim, na região ótima de funcionamento, considerada suficiente para a aplicação a que se destina. No entanto, a partir desta temperatura, observa-se uma variação significativa nos três casos testados. No primeiro caso, para níveis de luz do LED (tensão de alimentação) superiores e frequência de 100 kHz, considera-se que ocorre a “saturação” dos pixéis devido às *dark counts*, impedindo a deteção dos fótons incidentes, ocorrendo a diminuição do sinal à medida que a temperatura aumenta. No caso em que a frequência é aumentada até 1 MHz e o nível de luz diminuído, o efeito anterior já não é o mais significativo. Quanto maior a tensão de polarização, maior a probabilidade de os portadores serem capturados por defeitos no cristal, ocorrendo o aumento dos *afterpulses*, fazendo com que o sinal medido seja superior ao verdadeiro [71] (ocorre igualmente o aumento do *crosstalk*). Para o terceiro caso apresentado, a razão

sinal/ruído é bastante menor, devido à ordem de grandeza dos valores considerada (próxima da dos valores da Figura 30, à direita).

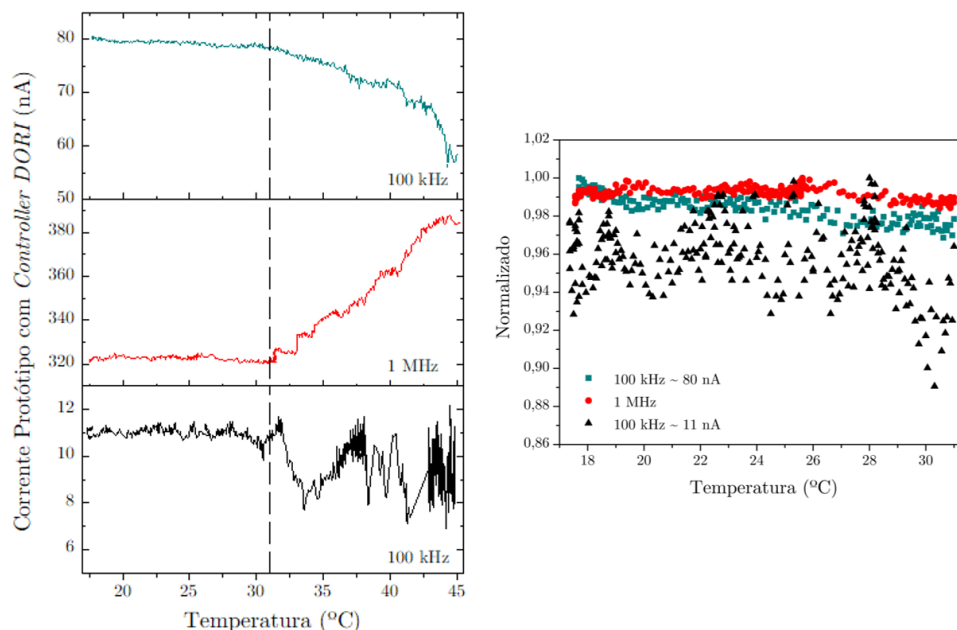


Figura 31. Esquerda: Corrente em função da temperatura, com a correção da tensão de polarização em função da temperatura e subtração da corrente no escuro (curva exponencial) – *Controller DORI* – para diferentes condições de luz incidente. Direita: Pormenor até 31 °C, para as diferentes condições, com o sinal normalizado.

4.2.2 – Calibração do Protótipo

Efetuararam-se medições em modo corrente, para avaliar a resposta do protótipo, para várias distâncias longitudinais ao tubo de raio – X. A fibra guia de PMMA (igual à utilizada nos estudos anteriores, mas com comprimento de $(34,7400 \pm 0,0005)$ m) conduzia a luz de cintilação até ao MPPC que se encontrava fora da zona onde se encontrava o tubo.

Pela Figura 32, verifica-se que o dosímetro apresenta uma resposta bastante linear com a dose (corrente no tubo), para as várias diferenças de potencial aplicadas. Por outro lado, uma menor corrente no tubo leva a uma menor energia depositada no dosímetro, levando a uma menor luz de cintilação e, conseqüentemente, uma menor corrente. Pela análise da resposta em função da distância ao tubo, observa-se a diminuição do sinal segundo o inverso do quadrado da distância. Note-se que, para os estudos seguintes, apenas foi utilizado o *Controller DORI* com a função do ajuste da tensão de polarização para cada

temperatura, sem a subtração da corrente no escuro. Tal foi realizado medindo em cada ponto a corrente sem emissão no tubo e efetuando a respectiva subtração.

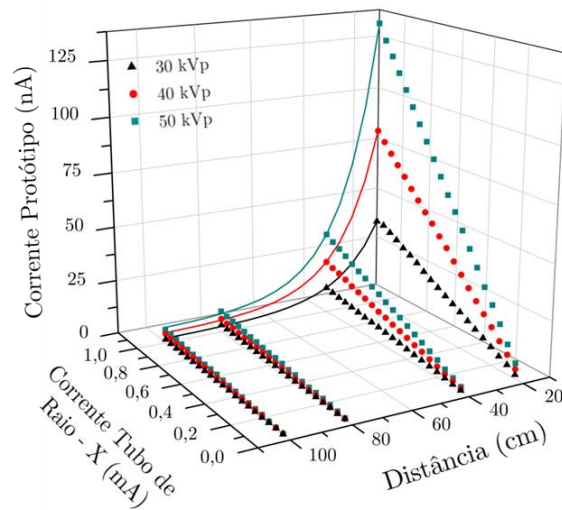


Figura 32. Corrente no protótipo em função da corrente de raio - X, para vários potenciais do tubo e distâncias em relação a este.

O dosímetro protótipo foi comparado ao dosímetro comercial *RaySafe™ Xi*. Nesse sentido, repetiram-se as medições efetuadas em modo corrente, mas para o dosímetro comercial (Figura 33). Verifica-se uma resposta bastante linear com a dose.

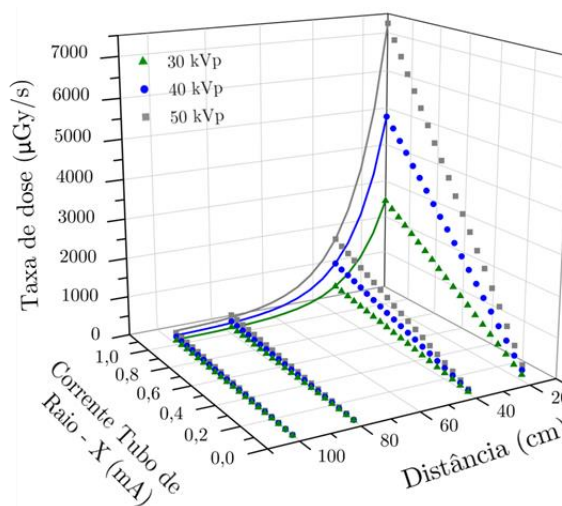


Figura 33. Taxa de dose medida pelo dosímetro comercial em função da corrente no tubo de raio - X, para vários potenciais do tubo e distâncias em relação a este.

Foi realizado o mapeamento da emissão do tubo de raio - X a uma distância de 20 cm deste, pelos pontos representados na Figura 34. Os valores encontram-se normalizados ao máximo, para cada conjunto de pontos experimentais. Fora do limite (teórico) de emissão do tubo, a taxa de dose decresce abruptamente três ordens de grandeza. Verifica-se que o

protótipo e o dosímetro comercial apresentam um comportamento de resposta semelhante, assim como uma sensibilidade próxima (para a gama de taxas de dose consideradas) (Figura 35). Na experiência segundo o Eixo y, e devido à própria configuração experimental, tornava-se difícil a fixação dos dosímetros nas posições a -2 e -4 cm e não se obteve o comportamento simétrico verificado segundo o Eixo x, obtendo-se os desvios encontrados na Figura 35 da direita.

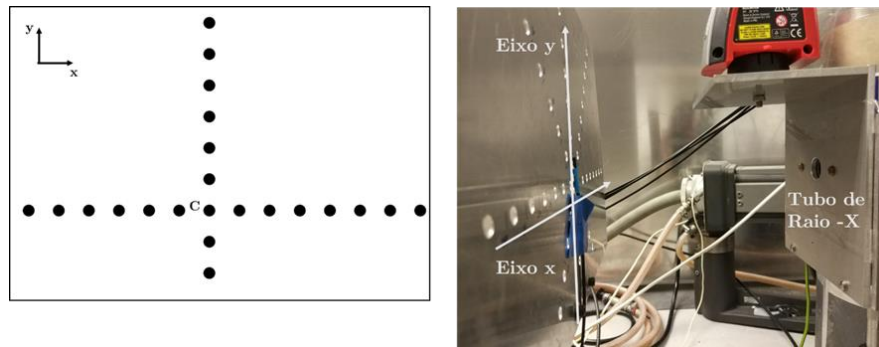


Figura 34. Esquerda: Representação esquemática dos pontos de medição, espaçados entre eles por 2 cm. Direita: Posição da placa de apoio à medição em relação ao tubo de raio - X.

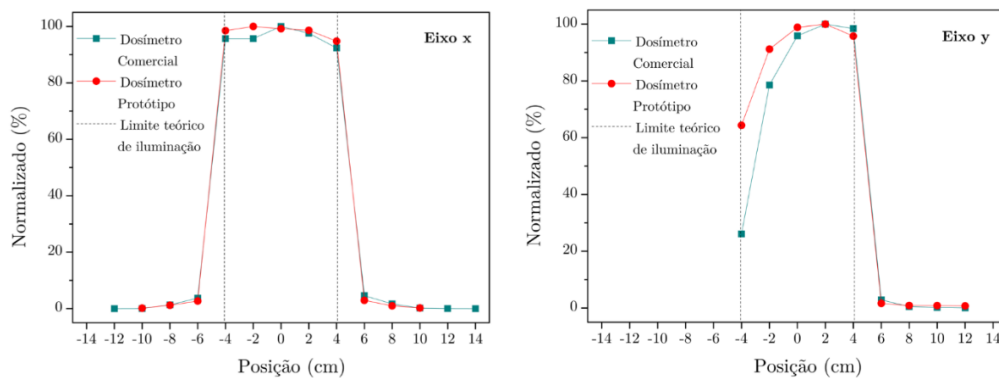


Figura 35. Comparação entre o sinal medido pelo dosímetro comercial (taxa de dose) e protótipo (corrente), segundo o Eixo x (Esquerda) e Eixo y (Direita). Resultados para uma tensão e corrente no tubo de 50 kVp e 1 mA, respetivamente, e a uma distância de 20 cm deste. Representação do limite teórico de iluminação do tubo de raio - X.

O uso do dosímetro comercial permitiu efetuar uma calibração do dosímetro protótipo (Figura 36). Apurou-se que o dosímetro apresenta uma sensibilidade de $9.1 \mu\text{Gy/s}$, para um potencial no tubo de 30 kVp. Apesar de ser bastante linear para 10 e 20 cm distância ao tubo, a linearidade diminui para distâncias elevadas (80 e 100 cm), reduzindo-se bastante para o potencial de 30 kVp, a 100 cm do tubo, por se estarem a considerar taxas de dose cada vez menores (Figura 37). De facto, e como o exposto na Figura 31, verifica-se

que para esta gama, os valores da corrente têm uma variação de cerca de 5 % (para a mesma temperatura). No entanto, pelo gráfico da esquerda de Figura 36 é possível verificar que o dosímetro apresenta alguma dependência energética, uma vez que as curvas de calibração são diferentes para cada potencial. Para estas distâncias ao tubo de raio – X, os fótons de baixa energia não são muito atenuados pelo meio (ar) e a bainha protetora da fibra cintilante e a camada de proteção do dosímetro comercial influenciam na medição destas baixas energias, podendo explicar a elevada dependência energética verificada. De facto, para distâncias superiores, este problema parece ser menos significativo. Tirando a maior flutuação de valores, os valores situam-se praticamente segundo a mesma reta.

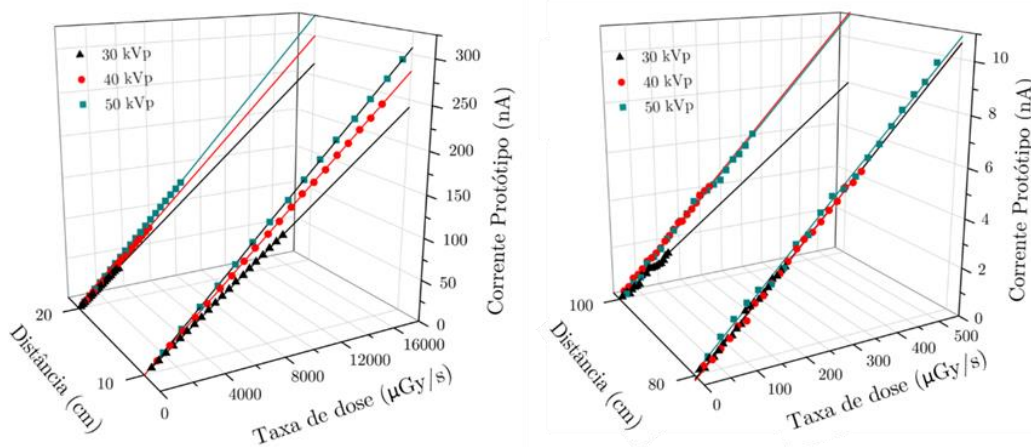


Figura 36. Calibração do dosímetro, em modo corrente, para várias distâncias em relação ao tubo de raio – X (20 e 10 cm, à esquerda; 80 e 100 cm, à direita) e potenciais do tubo. Ajustes lineares dos pontos experimentais para cada potencial do tubo.

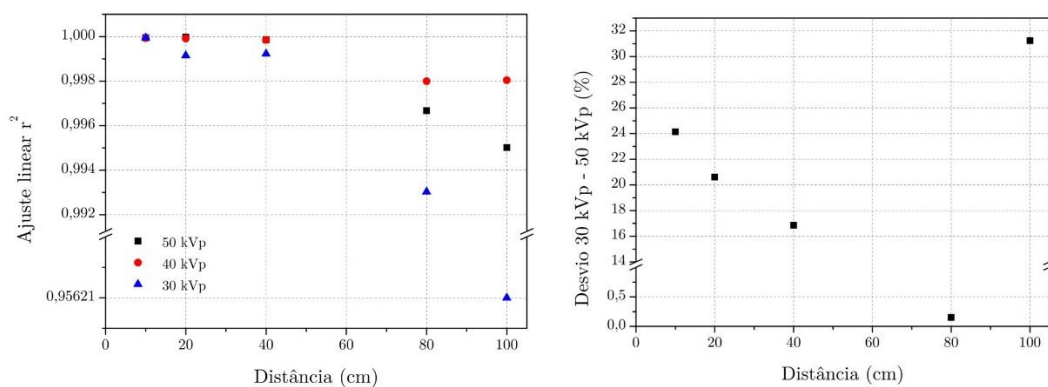


Figura 37. Esquerda: Comparação do valor de r^2 dos ajustes lineares realizados, para as várias distâncias e potenciais do tubo de raio – X. Direita: Desvio dos declives das retas de calibração obtidas para os potenciais de 30 e 50 kVp do tubo de raio – X, para as várias distâncias.

5 - Conclusão

O trabalho incidiu no desenvolvimento e estudo de dois dosímetros protótipos para monitorização das doses de exposição de radiologistas de intervenção, com a adição de um alerta luminoso, caso se identifique um nível anormal de exposição, por forma a aplicar o princípio ALARA com maior eficiência. O primeiro protótipo consistia num fotodíodo acoplado a um cristal cintilador (BGO) e o segundo numa fibra ótica cintilante (BCF-12, da *Saint-Gobain Crystals*), uma fibra ótica de PMMA e um fotomultiplicador de silício de elevado ganho.

No desenvolvimento do primeiro protótipo, verificou-se que os três fotodíodos testados (BPW21, S9195 e S1087) apresentavam uma baixa dependência com a temperatura - variação inferior a 2 % entre 20 e 45 °C - e uma boa linearidade com a dose (corrente no tubo de raio - X). Considerando apenas o fotodíodo S9195, que apresentava maior resolução, foi efetuado o mapeamento da emissão do tubo de raio - X, tanto com o protótipo como com o dosímetro comercial *RaySafe™ Xi*, verificando-se uma fraca sensibilidade do protótipo. No entanto, concluiu-se que apresentava uma resposta bastante linear para taxas de dose na ordem dos mGy/s e uma dependência energética devido ao cristal cintilador.

Por forma ao desenvolvimento de um protótipo com melhor sensibilidade, procedeu-se à construção de um protótipo em que a deteção dos fotões passou a ser realizada por um fotomultiplicador de silício. Inicialmente, foi determinada a reta de calibração da tensão de polarização em função da temperatura e, com vista na portabilidade do dispositivo, optou-se por efetuar este ajuste consoante a temperatura real. Verificou-se que este ajuste era adequado entre 17.5 e 31 °C (variação máxima de 3 %), considerando-se que esta gama de temperatura já se adequa ao propósito sugerido e que será o intervalo de temperaturas em que o dosímetro irá operar. O dosímetro apresentou elevada linearidade com a dose (corrente no tubo de raio - X). No entanto, aquando da calibração do protótipo, verificou-se que a linearidade diminuía para distâncias elevadas (80 e 100 cm), devido ao aumento da flutuação dos valores, e que a dependência energética não era nula. De facto, para distâncias próximas ao tubo de raio - X, a dependência energética era bastante superior, devido à não atenuação dos fotões de menor energia. Por outro lado, averiguou-se que a sensibilidade foi melhorada, estando o dosímetro limitado a detetar taxas de dose de 9.1 µGy/s (para um potencial no tubo de 30 kVp).

6- Trabalho Futuro

Estando já implementado na aplicação a função de definição dos *threshold* de dose para o aviso luminoso, é necessário ainda o melhoramento de diversos parâmetros do protótipo. Assim, e como perspectivas de trabalho futuro e considerando apenas o segundo protótipo desenvolvido, poderá ser relevante o estudo em contagens (ao invés de em corrente), com vista à diminuição da dependência energética, aumento da linearidade e melhoramento da sensibilidade. É ainda necessário proceder à redução do tempo de aquisição de cada medida, uma vez que se pretende um dosímetro ativo (medição da dose em tempo real), que seja o mais rápido possível, e adicionar a função de registo e armazenamento da dose acumulada por intervenção. Seria igualmente importante melhorar o acoplamento entre os diversos constituintes e avaliar a atenuação provocada pelas curvaturas na fibra guia, devido à configuração proposta para uso por parte dos operadores de radiologia de intervenção e realizar a calibração do dosímetro para dose equivalente pessoal, pela utilização de fantasmas de diferentes espessuras. A miniaturização de todos os componentes e estudos de *user interface*, ergonomia e design terão de ser realizados e otimizados e de modo a encontrar a melhor solução para responder às exigências e necessidades dos blocos operatórios. Por último, seria bastante importante realizar o estudo *in vivo* do dosímetro de modo a validá-lo numa perspectiva clínica.

Referências

1. Knoll, G.F., *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons. 2010.
2. Freitas, H., *Caracterização in Vitro de um Dosímetro de Fibra Ótica para Braquiterapia de HDR*. 2015. Dissertação de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Física pela Universidade de Aveiro.
3. Hendee, W.R. e E.R. Ritenour, *Medical Imaging Physics*. Wiley. 2003.
4. Turner, J., *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. 3 ed. Wiley. 2007.
5. Bushberg, J.T., *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins. 2002.
6. Podgorsak, E.B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy. 2005.
7. Mayles, P., Nahum, A. e Rosenwald, J.C., *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. CRC Press. 2007.
8. Baltas, D., Sakelliou, L. e Zamboglou, N., *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. CRC Press. 2007.
9. Moutinho, L., *Desenvolvimento de um Dosímetro Gama para Braquiterapia*. 2010. Dissertação de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos pela Universidade de Aveiro.
10. Aznar, M.C., *Real-time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using Al₂O₃:C*. 2005. Dissertação de Doutoramento para obtenção do grau de Doutor pela Universidade de Copenhaga.
11. National Institute of Standards and Technology. *XCOM: Photon Cross Sections Database*. Consultado a: 5/03/2018. Disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>.
12. The International Commission on Radiation Units and Measurements, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised)*. Journal of the ICRU. 2011.
13. International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. 2007.
14. Durán, A., Hian, S.K., et al., *A summary of recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology*. Catheter Cardiovasc Interv., 2013. **81**(3): p. 562-7.
15. Stecker, M.S., Balter, S., et al., *Guidelines for patient radiation dose management*. J Vasc Interv Radiol., 2009. **20**: p. S263 - 73.
16. International Commission on Radiological Protection, *ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs-threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context*. Ann. ICRP, 2012. **41**(1 - 2): p. 1 - 322.
17. Heidebuchel, H., Wittkamp, F.H.M., et al., *Practical ways to reduce radiation dose for patients and staff during device implantations and electrophysiological procedures*. Europace, 2014. **16**: p. 946-64.
18. Baum, A.R. e S. Baum, *Interventional Radiology: A Half Century of Innovation*. RSNA Radiology, 2014. **273**(2).
19. Payne, M.M., *Charles Theodore Dotter: The Father of Intervention*. Texas Heart Institute Journal, 2001. **28**(1): p. 28 - 38.
20. International Commission on Radiological Protection, *Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139*. Ann. ICRP, 2018. **47**(2).
21. Miller, D.L., *Efforts To Optimize Radiation Protection In Interventional Fluoroscopy*. Health Phys., 2013. **105**(5): p. 435 - 44.
22. Philips. *Effective x-ray dose management in the OR*. Consultado a: 27/04/2018. Disponível em: <https://www.usa.philips.com/healthcare/clinical-solutions/dosewise/dosewise-knowledge/dosewise-articles/dose-management-in-the-or>.
23. Clairand, I., Bordy, J. M., et al., *Use of active personal dosimeters in interventional radiology/cardiology: Tests with continuous and pulsed fields in laboratory conditions - ORAMED project*, International Workshop on Optimization of Radiation Protection of Medical Staff - ORAMED 2011, Barcelona. 2011.

24. Miller, D.L., *Efforts to Optimize Radiation Protection in Interventional Fluoroscopy*. Health Phys., 2013. **105**(5).
25. International Commission on Radiological Protection, *Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*. ICRP Publication 85. Ann. ICRP, 2000. **30**(2).
26. National Council on Radiation Protection and Measurements, *Radiation dose management for fluoroscopically guided interventional medical procedures*. NCRP Report No. 168. 2010.
27. International Commission on Radiological Protection, *Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures*. ICRP Publication 113. Ann. ICRP, 2009. **39**(5).
28. Giordano, B.D., Ryder, S., et al., *Exposure to direct and scatter radiation with use of mini-C-arm fluoroscopy*. J. Bone Joint Surg. Am., 2007. **89**(5): p. 948 - 52.
29. Smith, G.L., Wakeman, R. e Briggs, T.W., *Radiation exposure of orthopaedic trainees: quantifying the risk*. J. R. Coll. Surg. Edinb., 1996. **41**: p. 132 - 4.
30. Oddy, M.J. e Aldam, C.H., *Ionising radiation exposure to orthopaedic trainees: the effect of sub-specialty training*. Ann. R. Coll. Surg. Engl., 2006. **88**: p. 297 - 301.
31. Mis, F.J., *RaySafe i2 - Case Study: Real-time Dose Monitoring*. Consultado a: 15/05/2018. Disponível em: http://support.fluke.com/biomedical/Download/Asset/9460612_ENG_A_W.PDF.
32. Giordano, B.D., Baumhauer, J.F., et al., *Patient and Surgeon Radiation Exposure: Comparison of Standard and Mini-C-Arm Fluoroscopy*. J. Bone Joint Surg. Am., 2009. **91**(2): p. 297-304.
33. International Commission on Radiological Protection, *Statement on tissue reactions*. 2011. Disponível em: <http://www.icrp.org/docs/2011%20Seoul.pdf>.
34. Martin, C.J., *Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done?* Br. J. Radiol. , 2011. **84**(1003): p. 639 - 48.
35. Schueler, B.A., Vrieze, T.J., et al., *An Investigation of operator exposure in interventional radiology*. Radiographics, 2006. **26**(5): p. 1533 - 41.
36. Pereira, J., Alves, J.G., et al., *Hand monitoring in Fluoro-CT guided procedures*, International Conference on Medical Physics, Reino Unido. 2013.
37. Ingwersen, M., Drabik, A., et al., *Physicians' radiation exposure in the catheterization lab: does the type of procedure matter?* JACC Cardiovasc. Interv. 2013. **6**(10): p. 1095 - 102.
38. International Atomic Energy Agency, *Training Material*, Consultado a: 5/05/2018. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/training-material>.
39. National Council on Radiation Protection and Measurements., *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*. Report No. 147. 2004.
40. Abuzeid, W., Abunassar, J., et al., *Radiation safety in the cardiac catheterization lab: A time series quality improvement initiative*. Cardiovasc Revasc Med, 2017. **18**(5S1): p. S22 - S26.
41. Clerinx, P., Buls, N., et al., *Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology*. Radiat. Prot. Dosim., 2008. **129**: p. 321 - 327.
42. Martin, C.J., *A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements*. Radiat. Prot. Dosim., 2009. **136**: p. 140 - 157.
43. Rêgo, F., *Desenvolvimento de dosímetros de estado sólido para dosimetria em radiologia e braquiterapia*, 2010. Dissertação de Doutoramento para obtenção do grau de Doutor em Física pela Universidade de Lisboa - Faculdade de Ciências.
44. Zhuang, Q., Yaosheng, Hu, et al., *Embedded structure fiber-optic radiation dosimeter for radiotherapy applications*. Optics Express, 2016. **24**(5): p. 5172-5185.
45. Chaikh, A., Gaudu, A. e Balosso, J., *Monitoring methods for skin dose in interventional radiology*. International Journal of Cancer Therapy and Oncology, 2014. **3**(1).
46. Moutinho, L.M., Castro, I.F., et al. *Fiber optic dosimeter with silicon photomultipliers*. Proc. SPIE 9286, Second International Conference on Application of Optics and Photonics. 2014.
47. Bricks, J.B., *The Theory and Practice of Scintillation Counting*. Pergamon Press. 1964.

48. Wootton, L. e S. Beddar, *Temperature dependence of BCF plastic scintillation detectors*. Phys Med Biol., 2013.
49. Chichester, D.L., Watson, S. M. e Johnson, J.T., *Comparison of BCF-10, BCF-12, and BCF-20 Scintillating Fibers for Use in a 1-Dimensional Linear Sensor*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2013. **60**(5): p. 4015-4021.
50. Nowotny, R., *Radioluminescence of some optical fibres*. Physics in Medicine and Biology, 2007. **52**.
51. Wilson, J. e Hawkes, J., *Optoelectronics - an introduction*. Prentice Hall Europe. 1998.
52. Hamamatsu Photonics. *Hamamatsu Opto-Semiconductor Handbook*. Consultado a: 15/05/2018. Disponível em: https://www.hamamatsu.com/sp/ssd/doc_en.html.
53. Rêgo, F. e L. Peralta, *Si-PIN photodiode readout for a scintillating optical fiber dosimeter*. Radiation Measurements, 2012. **47**: p. 947 - 950.
54. Orozco, L., *Optimizing Precision Photodiode Sensor Circuit Design*. 2014. Consultado a: 3/05/2018. Disponível em: <http://www.analog.com/en/technical-articles/optimizing-precision-photodiode-sensor-circuit-design.html>.
55. Oliveira, C.N.P., Khoury, H.J. e Santos, E.J.P, *PiN photodiode performance comparison for dosimetry in radiology applications*. Physica Medica, 2016. **32**: p. 1495–1501.
56. Yariv, A. e Yeh, P., *Photonics - Optical Electronics in Modern Communications*. Oxford University Press. 2007.
57. Ghassemi, A., Sato, K. e Kobayashi, K., *Technical Note - MPPC*. Hamamatsu Photonics. 2017.
58. Eckert, P., Shen, W., et al., *Characterisation studies of silicon photomultipliers*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2010. **620**(2–3): p. 217-226.
59. Yamamoto, K., Yamamura, K., et al. *Development of Multi-Pixel Photon Counter (MPPC)*. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 2006.
60. sensL, *Technical Note; An Introduction to the Silicon Photomultiplier*. 2011. Disponível em: <https://www.sensl.com/downloads/ds/TN%20-%20Intro%20to%20SPM%20Tech.pdf>.
61. OSRAM - Opto Semiconductors, *BPW 21*. 2016. Disponível em: <https://pt.mouser.com/ProductDetail/OSRAM-Opto-Semiconductors/BPW-21?qs=nTDll3UaDK52Wq%2FsjfIAIA%3D%3D>.
62. Hamamatsu Photonics, *S1087*. 2014. Disponível em: https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s1087_etc_kspd1039e.pdf.
63. Hamamatsu Photonics, *S9195*. 2017. Disponível em: https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s9195_kpin1068e.pdf.
64. sensL, *Wrapping Scintillator Crystals to Optimize Light Collection*. 2011. Disponível em: http://www.sensl.com/downloads/ds/TN-Crystal_wrapping.pdf.
65. RaySafe. *RaySafe Xi Classic - Specifications*. Consultado a: 15/03/2018. Disponível em: <raysafe.com/Support/Product%20Support/RaySafe%20Xi>.
66. Oxford Instruments, *Radiation Shielded X-ray Tube Jupiter 5000 Series*. Consultado a: 20/11/2017. Disponível em: <https://xray.oxinst.com/products/x-ray-tubes/jupiter-5000-series-radiation-shielded-x-ray-tube>.
67. *Saint-Gobain Crystals*. Consultado a: 10/11/2017. Disponível em: <http://www.crystals.saint-gobain.com/>.
68. Hamamatsu Photonics. *MPPC S13360-1350PE*. Consultado a: 25/11/2017. Disponível em: <https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/type/S13360-1350PE/index.html>.
69. Beaulieu, L., Goulet, L., et al., *Current status of scintillation dosimetry for megavoltage beams*. Journal of Physics: Conference Series, 2013. **444**.
70. Vacheret, A., Barker, G. J., et al., *Characterization and Simulation of the Response of Multi Pixel Photon Counters to Low Light Levels*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A, 2011.
71. Zheng-Hua, A., Jun-Guang, L., et al., *Performance of MPPC at low temperature*. Chinese Physics C, 2012. **36**(7).