



universidade
de aveiro
2016

Departamento de Ciências Médicas

**Samuel Godinho
Monteiro**

**Características de Desempenho do
MPGD THCOBRA a operar em Ar/CH₄**



**Samuel Godinho
Monteiro**

**Características de Desempenho do MPGD THCOBRA
a operar em Ar/CH₄**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias da Imagem Médica, realizada sob a orientação científica do Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro e coorientação da Doutora Lara Filipa das Neves Dias Carramate, Professora Adjunta Convidada da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais.

o júri

presidente

Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais

Doutor Fernando Domingues Amaro
Investigador da Universidade de Coimbra

Doutora Lara Filipa das Neves Dias Carramate
Professora Adjunta Convidada da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Na conclusão de mais um momento importante do meu percurso académico, é com enorme agrado que gratifico muito sinceramente todos os que me acompanharam e que estiveram a meu lado ao longo deste árduo caminho. Foram inúmeros os obstáculos que se opuseram a este percurso, deixando um gosto especial de sucesso depois de serem ultrapassados na companhia dos melhores, que hoje podem apreciar comigo os resultados de todo o esforço e dedicação que permitiram a conclusão deste objetivo.

Quero deixar um agradecimento especial à Professora Doutora Lara Carramate por ter acreditado em mim logo desde o início e ter estado sempre comigo ao longo das inúmeras etapas deste trabalho. Foi um enorme apoio, incansável, constante e impecável, que recebe toda a minha gratidão e apreço. Obrigado por todos os conhecimentos transmitidos e por me ter concedido esta oportunidade. Além de exímia profissional é uma excelente pessoa.

Agradeço aos meus Orientadores, Professor Doutor João Veloso e à Professora Doutora Lara Carramate, por me terem acompanhado ao longo deste percurso com a sua orientação preciosa e que considero ter sido extremamente fundamental. Obrigado por todos os ensinamentos, partilha de experiências e conhecimentos que me concederam e também por toda a amabilidade e simpatia com que me receberam e guiaram até ao alcance deste objetivo.

Um grande obrigado também à espantosa equipa do grupo DRIM com quem tive a oportunidade de colaborar e conviver, proporcionando momentos de bom ambiente e boa disposição, além da sua constante disponibilidade para me ceder ajuda sempre que precisei e também pelos conhecimentos transmitidos.

Um agradecimento especial à Marina Ferreira pela ajuda concedida na revisão linguística e formatação do documento, além de todo o suporte e apoio emocional concedido ao longo deste percurso, que teria sido muito mais complicado sem a sua presença.

Não posso deixar de agradecer ainda à minha família e amigos pelo constante apoio e dedicação, dando toda a força anímica necessária para tornar este caminho menos irregular. Obrigado a todos por continuarem a acreditar em mim e por me fazerem sentir melhor sempre que precisei.

Um enorme Obrigado a todos!

palavras-chave

MPGD, THCOBRA, MTF, NPS, DQE, uniformidade, SNR, Ganho em Carga, resolução em energia.

resumo

Os detetores de radiação representam um dos componentes principais dos equipamentos de imagiologia, tendo como principal função o registo da intensidade do feixe de raios X após atenuação, fundamental para a posterior criação da imagem. Desde o desenvolvimento da película radiográfica, a evolução dos detetores de radiação tem sido progressiva, implementando-se diferentes materiais e técnicas na deteção de raios X com o objetivo de produção de imagens mais eficiente, com maior qualidade, reduzido tempo de exposição e menor dose de radiação no paciente.

O detetor gasoso microestruturado (*MicroPattern Gaseous Detector* – MPGD) baseado na estrutura *Thick-COBRA* (THCOBRA) já mostrou, como publicado na literatura, as suas potencialidades em imagiologia por transmissão de raios X. Apesar disto, e olhando ao facto de este ser um detetor desenvolvido recentemente, não existem estudos quanto às suas características de desempenho. Daí levanta-se a seguinte questão problema que impulsionou este trabalho: “Quais são as características de desempenho de um MPGD baseado na THCOBRA?”.

O objetivo do trabalho é então estudar as características de desempenho do MPGD THCOBRA a operar em Ar/CH₄ (95/5) para imagiologia por transmissão de raios X, avaliando os parâmetros de resolução espacial, a *Modulation Transfer Function* (MTF), o *Noise Power Spectrum* (NPS), *Detective Quantum Efficiency* (DQE), ganho em carga, resolução em energia, uniformidade e relação sinal ruído (SNR). Serão ainda exploradas as potencialidades deste detetor, usando a informação em energia para obter diferentes tipos de imagem.

O estudo foi realizado no laboratório do grupo de Deteção de Radiação e Imagiologia Médica (DRIM) do I3N sediado no Complexo Interdisciplinar de Ciências Físicas Aplicadas à Nanotecnologia e à Oceanografia (CICFANO) da Universidade de Aveiro, com recurso a uma ampola de raios X e um MPGD com a estrutura THCOBRA.

Para estudar as características de desempenho do detetor, foram adquiridos os dados necessários em laboratório e de seguida avaliado cada um dos parâmetros de qualidade com base nos métodos existentes na literatura, adaptados para este caso concreto, visto não existirem métodos específicos para o detetor em causa.

Tendo como base a literatura já publicada sobre este detetor, são limitadas as previsões acerca dos resultados esperados das características de desempenho, tendo-se conhecimento de que estes serão inferiores aos detetores de radiação usados atualmente em imagiologia. Os resultados obtidos estiveram de acordo com as previsões, mas além disso revelam que este detetor tem potencialidades para criação de imagens por transmissão cuja qualidade pode ser otimizada futuramente.

keywords

MPGD, THCOBRA, MTF, NPS, DQE, uniformity, SNR, Charge Gain, Energy Resolution.

abstract

Radiation detectors are one of the main components of imaging equipment, having the main function of registering the intensity of X-ray beam after attenuation, fundamental for the subsequent creation of the image. Since the development of radiographic film, the evolution of the radiation detectors has been progressive, by implementing different materials and techniques on the X-rays detection with the purpose of more efficient production of images with higher quality, reduced time of exposure and lower radiation dose in the patient.

Micro Pattern Gaseous Detector (MPGD) based on Thick-COBRA structure (THCOBRA) has shown, as published in the literature, its potential for imaging by X-ray transmission. Despite this, and looking at the fact that this is a newly developed detector, there are no studies as to its performance characteristics. From there arises the question problem which boosted this work: "Which are the performance characteristics of a MPGD based on a THCOBRA?".

This study aims to examine the performance characteristics of MPGD THCOBRA operating in Ar/CH₄ (95/5) for imaging by X-ray transmission, evaluating the parameters of spatial resolution, Modulation Transfer Function (MTF), Noise Power Spectrum (NPS), Detective Quantum Efficiency (DQE), charge gain, energy resolution, uniformity and signal noise ratio (SNR). Also, will be explored the potential of this detector, using energy information to achieve different types of images.

The study was conducted in the laboratory of Radiation Detection and Medical Imaging Group (DRIM) of I3N in the CICEFANO at University of Aveiro, using an X-ray tube and a MPGD with a THCOBRA structure.

To examine the detector performance characteristics the necessary data was acquired in the laboratory and then evaluated each quality parameter based on existing methods in the literature, adapted for this case, since there are no specific methods for the involved detector.

Based on the published literature about this detector, the predictions are limited regarding the expected results of the performance characteristics, having knowledge that these will be lower than the radiation detectors currently used in medical imaging. The results were in line with the predictions, but additionally shown that this detector has the potential to create transmission images whose quality can be improved in the future.

Comunicações

O trabalho deu origem à seguinte comunicação:

“Performance Evaluation of a THCOBRA based detector operating in Ar/CH₄”;
L. F. N. D. Carramate, S. G. Monteiro, S. De Francesco e J. F. C. A. Veloso; 18th
International Workshop on Radiation imaging Detectors, Barcelona, Spain, 3 – 7 July
2016.

Índice

Índice de figuras.....	III
Índice de tabelas.....	VII
Índice de abreviaturas.....	IX
Introdução.....	1

Conteúdos

1. Fundamentação teórica.....	5
1.1. Radiação X – Princípios Básicos.....	5
1.1.1. Produção de raios X – Radiação de Bremsstrahlung.....	5
1.1.2. Produção de raios X – Radiação Característica.....	6
1.1.3. Interação da Radiação X com a Matéria.....	7
2. Detetores de raios X em sistemas médicos.....	9
2.1. Película Radiográfica.....	9
2.2. Detetor PSP – Radiologia Computorizada.....	10
2.3. <i>Charged-Coupled Devices</i>	11
2.4. Detetores de Cintilação - Indiretos.....	12
2.5. Detetores a-Se - Diretos.....	14
2.6. Detetores Gasosos.....	16
2.6.1. Detetores Gasosos Microestruturados.....	17
2.6.2. THCOBRA.....	19
3. Desempenho de um detetor de radiação.....	23
3.1. Ganho em carga.....	23
3.2. Resolução em energia.....	24
3.3. Uniformidade e SNR.....	24
3.4. Linearidade e Função de conversão.....	25
3.5. Resolução espacial e Modulation Transfer Function.....	26
3.6. Ruído e Noise Power Spectrum.....	28
3.7. Detective Quantum Efficiency.....	29
3.8. <i>Standards</i> Internacionais.....	31
4. Materiais e Métodos.....	35
4.1. Desenho do estudo.....	35
4.2. Local.....	35
4.3. Equipamento e material.....	35

4.3.1.	Detetor de radiação	35
4.3.2.	Gás e sistema de circulação	35
4.3.3.	Fontes de radiação.....	36
4.3.4.	Eletrónica associada.....	36
4.3.5.	<i>Software</i> para processamento das imagens e cálculo dos parâmetros	36
5.	Procedimento Experimental	37
5.1.	Montagem e otimização do sistema.....	37
5.2.	Aquisição, análise e discussão dos resultados das características de desempenho do MPGD THCOBRA.....	48
5.2.1.	Resposta do detetor: Linearidade e Função de conversão	48
5.2.2.	Ganho em carga	51
5.2.3.	Resolução em energia.....	56
5.2.4.	Uniformidade e SNR.....	58
5.2.5.	MTF	59
5.2.5.1.	Determinação da MTF pelo método <i>edge</i>	60
5.2.5.2.	Estudo da MTF com a variação do ganho do detetor	63
5.2.6.	NPS.....	65
5.2.7.	DQE	68
6.	Potencialidades do MPGD THCOBRA.....	71
7.	Conclusões e perspetivas futuras	73
8.	Referências Bibliográficas	75

Índice de figuras

Figura 1 - Tubo de raios X e os seus componentes básicos. (1)	5
Figura 2 - Radiação de Bremsstrahlung resultante da interação do eletrão com o campo elétrico do núcleo do material presente no ânodo. A energia do raio X emitido depende da distância entre o eletrão e o núcleo. (2).....	6
Figura 3 - Processo de formação de raio X característico. (1) O eletrão incidente colide com o eletrão da camada K do átomo. (2) O eletrão é ejetado deixando uma lacuna. (3) Um eletrão da camada L faz uma transição para essa lacuna. (4) É emitido um fóton X característico com energia igual à diferença de energias de ligação entre as duas camadas K e L.(2).....	7
Figura 4 - Representação esquemática do espectro de intensidades da radiação característica e de Bremsstrahlung com e sem filtragem. (1)	7
Figura 5 - Secção de uma película radiográfica. Base de acetato de celulose ou uma resina de poliéster, e a emulsão composta por brometo de prata, suspenso numa matriz gelatinosa. (4).....	9
Figura 6 - Processo de leitura do IP numa unidade de leitura. O laser estimula a libertação de energia sob a forma de luz visível que é captada por um PMT. (6)..	11
Figura 7 – Esquema de detetores usando CCD. (a) corresponde a um CCD com sistema de lentes e (b) a um CCD com fibras óticas. (8)	12
Figura 8 - Estrutura básica de um detetor de cintilação. (10).....	12
Figura 9 - Esquema de um detetor de cintilação. Uma série de díodos de silício amorfo posicionados numa placa de vidro coberta por cintiladores de CsI:Tl. (9).....	14
Figura 10 - Processo de leitura usado nos detetores de cintilação. São ilustrados os detetores (A a I), as linhas de leitura (R1, R2 e R3) e as colunas de leitura (C1, C2 e C3). (2)	14
Figura 11 - Esquema de produção e transferência de cargas por um detetor digital direto. (11).....	15
Figura 12 – As diferentes regiões de operação de detetores gasosos. (12)	17
Figura 13 – Esquema de uma MHSP e o princípio de funcionamento associado. São visíveis dois momentos de multiplicação de carga, dentro dos furos e na vizinhança dos ânodos. (17).....	18
Figura 14 – Vista superior do MPGD THCOBRA. Detalhe mostra os furos e as fitas correspondentes aos tops.....	20
Figura 15 – Detetor THCOBRA. Vista detalhada da face superior a) e da face inferior b). (20)	20
Figura 16 – Princípio de operação do detetor usando uma THCOBRA. (19).....	21
Figura 17 – Leitura da carga usando duas fitas resistivas para determinar a posição de interação e energia dos fótons que interagem com o detetor. (20)	21
Figura 18 – Definição da resolução em energia de um detetor.....	24
Figura 19 – Exemplo de fantoma para avaliação da uniformidade da imagem e a sua imagem correspondente.(27)	25
Figura 20 – Exemplo de um PSF isotrópica.....	26
Figura 21 – Função de transferência de modulação, de um sistema de imagem típico.(4)	27
Figura 22 – Imagem de raios-X do fantoma Prodigy para cálculo da LSF.	27

Figura 23 – Exemplo de imagem de um limite para determinação da ESF.....	28
Figura 24 – Esquema do método usado para medição da MTF.(49)	32
Figura 25 – Sistema de vácuo ligado ao detetor (esquerda) e pormenor da bomba de vácuo (direita).	38
Figura 26 – Película de Mylar® colada na janela da câmara do detetor.	39
Figura 27 – Colocação do MPGD THCOBRA dentro da estrutura.....	39
Figura 28 – MPGD THCOBRA instalado na estrutura em alumínio. Os conectores amarelos correspondem aos tops, os vermelhos aos ânodos e o preto aos cátodos.	40
Figura 29 – Esquema de fluxo do gás Ar/CH ₄ (95/5) pelo sistema.....	40
Figura 30 – Recipiente com óleo onde é libertado o gás proveniente da câmara do detetor que contém o MPGD THCOBRA.	41
Figura 31 – Câmara do detetor ligada ao sistema de circulação de gás.	41
Figura 32 – Ligação dos pré-amplificadores à estrutura. T1 e T2 correspondem aos tops e A1 e A2 aos ânodos. Os pré-amplificadores (imagem da direita) foram revestidos por uma folha de prata para diminuir o ruído causado por interferências de sinal.	42
Figura 33 – Eletrónica associada ao detetor. É possível observar, da esquerda para a direita da imagem, a fonte de alimentação dos pré-amplificadores, fonte de alimentação da THGEM, fonte de alimentação do MPGD THCOBRA e a placa ADC. Do lado direito é ainda possível observar o gerador de pulsos usado mais a frente para calibração do ganho. Os restantes componentes não foram usados neste trabalho.	43
Figura 34 – Instalação da grelha de deriva.....	44
Figura 35 – Sinal recolhido pelo osciloscópio referente ao funcionamento do MPGD THCOBRA quando irradiado pela ampola de raios X. O canal 1 e 2 correspondem aos ânodos (A1 e A2) e o canal 3 e 4 aos tops (T1 e T2).....	46
Figura 36 – Câmara do detetor montada com o MPGD THCOBRA no interior, posicionado por baixo da janela de Mylar.	46
Figura 37 – Configuração <i>standard</i>	47
Figura 38 – Dosímetro RaySafe Xi.(60)	49
Figura 39 – Medição da dose de radiação com o dosímetro posicionado à entrada do detetor.....	49
Figura 40 – Pin-hole usado para determinação do ganho.	52
Figura 41 – Configuração para aquisição de imagens para cálculo da MTF.....	60
Figura 42 – Placa de cobre posicionada na vertical e horizontal, e respetivas imagens adquiridas.....	60
Figura 43 – Método usado para determinação da MTF.....	61
Figura 44 – Vértice de cobre usado como edge e imagem correspondente para cálculo da MTF com Vac = 305V. Estão ainda representadas as duas ROIs selecionadas para determinação da MTF vertical e horizontal.....	63
Figura 45 – Configuração do sistema para aquisição das imagens para o NPS.	66
Figura 46 – Imagem adquirida para o cálculo do NPS do MPGD THCOBRA.	66
Figura 47 – Caneta e imagem de projeção correspondente. Foi usado um suporte em plástico para manter a caneta estável. É visualizada na imagem de projeção a mola em metal que atenua os raios X.....	71

Figura 48 – Parafuso e respetiva imagem de projeção. É visível a cabeça e corpo metálico do parafuso 71

Índice de gráficos

Gráfico 1 – Representação da resposta do detetor em função da taxa de dose usando quatro ROIs diferentes. Foram ainda ajustadas retas a cada conjunto de dados. .	50
Gráfico 2 – Reta obtida da calibração do ganho para os ânodos e tops.	52
Gráfico 3 – Representação do ganho em carga nos ânodos em Ar/CH ₄ (95/5) com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.	54
Gráfico 4 – Representação do ganho em carga nos tops em Ar/CH ₄ (95/5) com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.	54
Gráfico 5 – Representação do ganho em carga nos ânodos em Ar/CH ₄ (95/5) com a variação do Vac e usando valores de Vct de 1005 V e 975 V.	55
Gráfico 6 – Representação do ganho em carga nos tops em Ar/CH ₄ (95/5) com a variação do Vac e usando valores de Vct de 1005 V e 975 V.	55
Gráfico 7 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.	56
Gráfico 8 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vac e usando um Vct de 975 V.	57
Gráfico 9 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vac e usando um Vct de 1005 V.	57
Gráfico 10 – Representação da variação da SNR nas diferentes imagens analisadas. .	59
Gráfico 11 – Valor da MTF relativo a cada uma das imagens obtidas.	62
Gráfico 12 – Representação gráfica da MTF vertical usando diferentes valores de Vac. Os dados da orientação vertical correspondem aos tops da estrutura.	64
Gráfico 13 – Representação gráfica da MTF horizontal usando diferentes valores de Vac. Os dados da orientação horizontal correspondem aos ânodos da estrutura. .	64
Gráfico 14 – NPS do MPGD THCOBRA.	67
Gráfico 15 – DQE horizontal do MPGD THCOBRA ajustada com uma função polinomial.	69
Gráfico 16 – DQE vertical do MPGD THCOBRA ajustada com uma função polinomial. .	69

Índice de tabelas

Tabela 1 – Qualidade da radiação e parâmetros correspondentes para obtenção de um espectro <i>standard</i> para cálculo da DQE. [53]	31
--	----

Índice de abreviaturas

2D – Duas dimensões
ADC – Conversor analógico-digital
CCD – *Charged-Coupled Devices*
CR – Radiologia Computorizada
DQE – *Detective Quantum Efficiency*
DRIM – Detecção de Radiação e Imagiologia Médica
ESF – *Edge Spread Function*
EWT – *Energy Weight Technique*
FT – *Fourier Transform*
FOV – *Field of View*
FWHM - *Full Width at Half Maximum*
GEM – *Gas Electron Multiplier*
G-M – *Geiger-Müller*
HVL – *Half-Value Layer*
IAEA – *International Atomic Energy Agency*
IEC – *International Electrotechnical Commission*
IP – *Image Plate*
Kerma – *Kinetic energy released per unit mass*
LSF – *Line Spread Function*
LSI – *Linear and Shift Invariant*
MCA – *Multi-channel analyser*
MHSP – *MicroHole & Strip Plate*
MPGD - *Micro Pattern Gaseous Detector*
MSP – *Microstrip Plate*
MTF – *Modulation Transfer Function*
NPS – *Noise Power Spectrum*
PACS – *Picture Archiving and Communication System*
PMT – Fotomultiplicador
PSF – *Point Spread Function*
PSP – Fósforo foto estimulável
ROI – *Region of Interest*
RQA – *Radiation Quality in Aluminium*
SNR – *Signal-to-noise ratio*
TC – Tomografia Computorizada
TFT – *Thin-film Transistor*
THCOBRA - *Thick-COBRA*
THGEM – *Thick Gas Electron Multiplier*
USB – *Universal Serial Bus*

Introdução

Desde a descoberta dos raios X que os detetores permitem a deteção de radiação para produzir imagens. Começando com os convencionais detetores de película até aos atuais detetores digitais, a sua evolução tem sido progressiva, permitindo a aquisição de imagens com maior qualidade e menor dose de exposição. São atualmente aplicados nas diferentes modalidades imagiológicas que usam raios X para obter imagens, desempenhando um papel fundamental na performance dos equipamentos, como a tomografia computadorizada (TC) ou raio X convencional.

Apesar de atualmente já existirem equipamentos com muito boa performance quando comparados com os primeiros equipamentos desenvolvidos, há ainda espaço para evoluir, particularmente na área dos detetores. Alguns sistemas de deteção de raios X começam a incluir detetores com capacidade de discriminar a energia dos fótons incidentes. Os detetores atuais com estas características adquirem imagens com boa qualidade, no entanto ainda não conseguem corresponder completamente às necessidades. É assim de todo o interesse a investigação e desenvolvimento deste tipo de detetores de radiação para colmatar as lacunas ainda existentes.

Esta dissertação foi realizada no âmbito da Unidade Curricular “Estágio/Projeto” do Mestrado de Tecnologias da Imagem Médica da Universidade de Aveiro. O seu conteúdo está relacionado com a avaliação das características de desempenho de um detetor gasoso microestruturado (*Micropattern Gaseous Detector* – MPGD) que possui uma estrutura *Thick-COBRA* (THCOBRA).

O trabalho está dividido em duas partes, correspondendo a primeira à revisão da literatura e a segunda ao procedimento experimental. Cada parte está estruturada em capítulos, sendo o primeiro capítulo uma breve abordagem à produção de raios X, as suas características e interação com a matéria.

No segundo capítulo são referidos os detetores de raios X existentes atualmente, desde a película radiográfica até aos detetores digitais, considerações sobre o seu modo de funcionamento e aquisição de imagem, dando particular importância aos detetores gasosos, MPGD e principalmente à THCOBRA.

No capítulo três são abordados os parâmetros usados para avaliar o desempenho dos detetores de radiação, definindo cada um e de que forma podem ser determinados. São ainda referidos os *standards* usados internacionalmente para avaliação da performance dos detetores, a instituição que define esses parâmetros e como devem ser aplicados. Fica aqui concluída a primeira parte do trabalho referente à revisão da literatura.

No quarto capítulo, onde se inicia a segunda parte do trabalho correspondente ao procedimento experimental, são apresentados os materiais e métodos utilizados, abordando de que forma e em que condições foi realizada a parte experimental deste

projeto, de forma a cumprir o objetivo de estudar as características de desempenho da THCOBRA.

O quinto capítulo aborda os procedimentos experimentais realizados para execução deste trabalho, referindo como decorreu a montagem do detetor, aquisição e tratamento dos dados para cada característica de desempenho estudada. Os resultados daí obtidos são submetidos a uma análise e discussão, fazendo-se sempre que possível comparações com os dados disponíveis na literatura.

O capítulo seis analisa algumas das potencialidade do detetor em causa, mostrando o tipo de imagens que este consegue adquirir e com que eficiência. A este segue-se a conclusão do trabalho e perspetivas futuras para o detetor em causa.

Parte I
Revisão da Literatura

1. Fundamentação teórica

1.1. Radiação X – Princípios Básicos

Desde a sua descoberta em 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, na Alemanha, a radiação X mostrou enormes potencialidades na área da imagem médica, sendo usada atualmente como um método comum de diagnóstico médico. [1]

Os raios X são um tipo de radiação eletromagnética, caracterizados por fótons de energia na ordem dos keV e podem ser gerados num tubo de raios X em vácuo (Figura 1). A geração de raios X depende da emissão termiônica de um filamento aquecido e da aceleração dos eletrões libertados. Durante o processo, eletrões emitidos do cátodo, são acelerados até ao ânodo, pela diferença de potencial elétrico existente entre o ânodo e o cátodo, adquirindo energia cinética proporcional a essa diferença. No momento do impacto, toda a energia cinética é convertida noutras formas de energia, sendo na sua maioria calor. Desta interação resultam também os raios X, que são de dois tipos: Bremsstrahlung e radiação característica. [1]

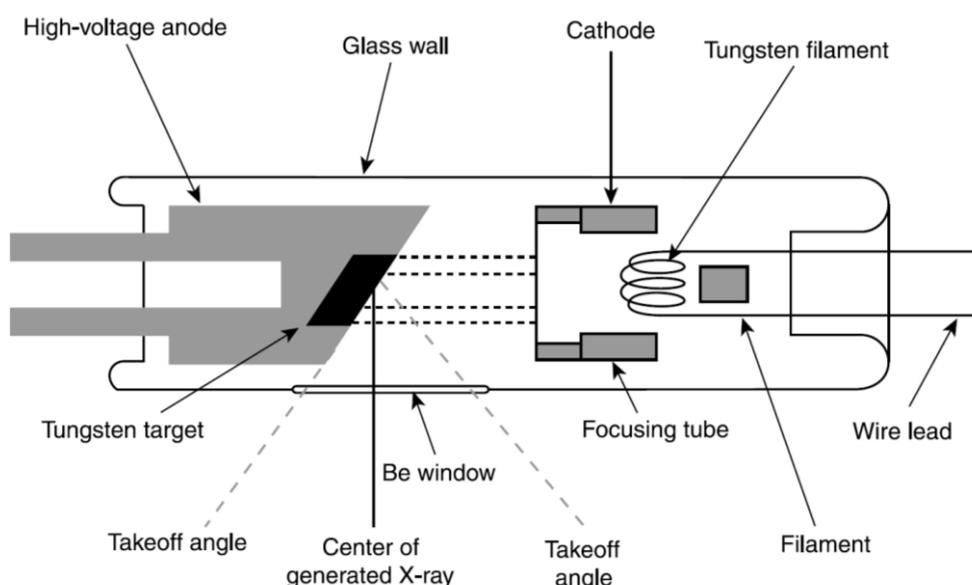


Figura 1 - Tubo de raios X e os seus componentes básicos. [1]

1.1.1. Produção de raios X – Radiação de Bremsstrahlung

A radiação de Bremsstrahlung ocorre quando um eletrão interage com o núcleo dos átomos do ânodo. As forças de Coulomb atraem e desaceleram o eletrão, causando perdas significativas da energia cinética e alteração da sua trajetória. Um fóton X, com energia igual à perda pelo eletrão, é assim libertado (Figura 2). A energia cinética perdida pelo eletrão é determinada pela sua distância subatômica ao núcleo. [2]

O espectro para este caso é caracterizado por uma distribuição contínua cuja energia máxima corresponde ao potencial de aceleração aplicado na ampola de raios X (Figura 4). Como são produzidos muitos fótons de baixas energias, em imagem médica é

normalmente aplicado um filtro (tipicamente em alumínio) para tentar minimizar o efeito indesejado desta radiação. [1]

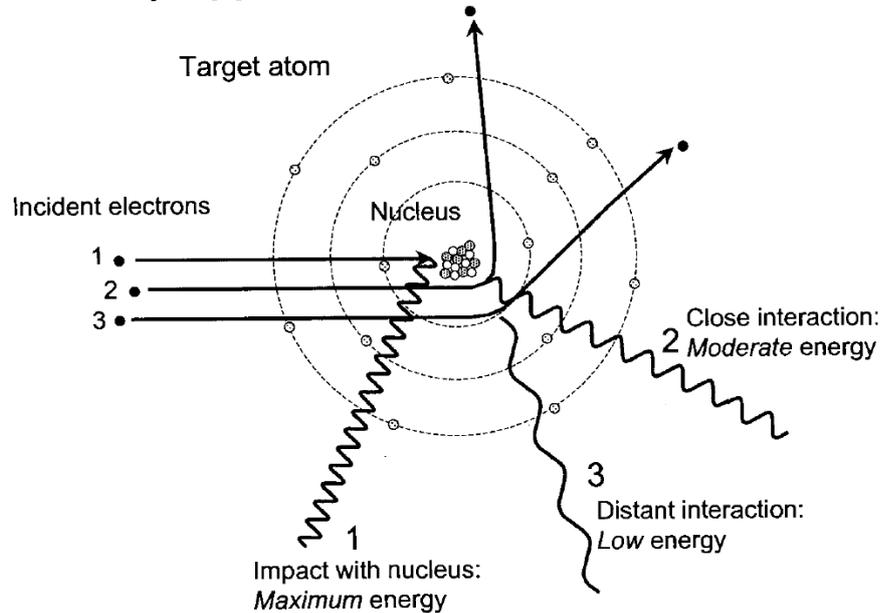


Figura 2 - Radiação de Bremsstrahlung resultante da interação do elétron com o campo elétrico do núcleo do material presente no ânodo. A energia do raio X emitido depende da distância entre o elétron e o núcleo. [2]

1.1.2. Produção de raios X – Radiação Característica

A radiação característica está dependente da estrutura do átomo e respectivas camadas eletrônicas do material do ânodo. Esta ocorre (Figura 3) quando a energia de um elétron incidente é suficientemente elevada para ejetar um elétron de uma das camadas e assim ionizar o átomo. Dado que a lacuna criada é energeticamente instável, um elétron de uma camada mais externa faz uma transição para esta camada de energia mais elevada com a finalidade de preencher a lacuna, libertando neste processo a energia em excesso sob a forma de um fóton X característico. A energia deste fóton corresponde à diferença das energias de ligação ao núcleo de cada uma das camadas. [2]

Como esta radiação está relacionada com as transições de elétrons entre camadas do átomo, o seu espectro de energias é representado como picos, cujas energias correspondem às diferenças de energias entre camadas, características de cada elemento (Figura 4). [1]

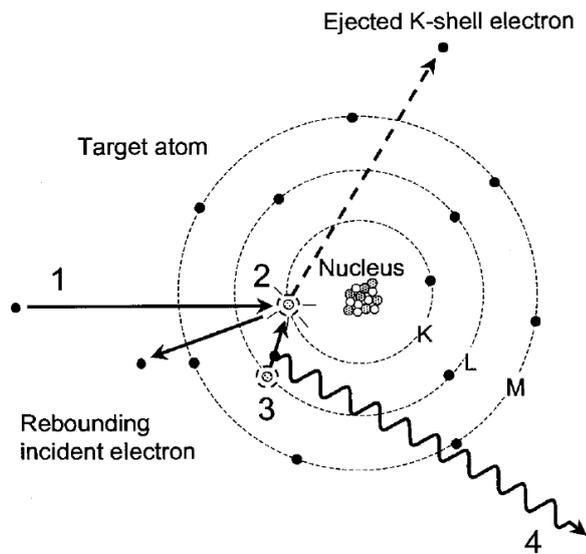


Figura 3 - Processo de formação de raio X característico. (1) O elétron incidente colide com o elétron da camada K do átomo. (2) O elétron é ejetado deixando uma lacuna. (3) Um elétron da camada L faz uma transição para essa lacuna. (4) É emitido um fóton X característico com energia igual à diferença de energias de ligação entre as duas camadas K e L.[2]

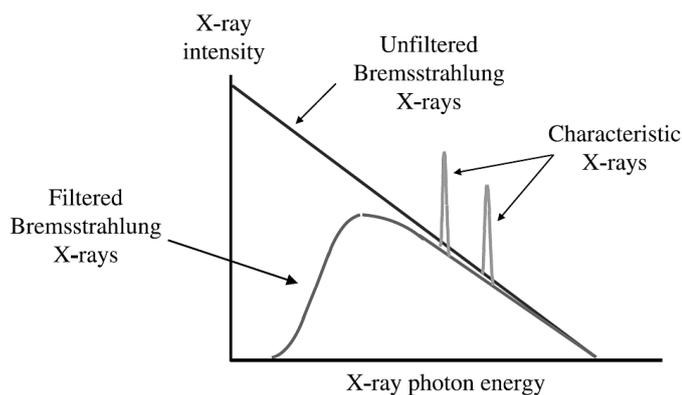


Figura 4 - Representação esquemática do espectro de intensidades da radiação característica e de Bremsstrahlung com e sem filtragem. [1]

1.1.3. Interação da Radiação X com a Matéria

Os raios X interagem com a matéria de diferentes formas, podendo ocorrer processos de dispersão ou de absorção. Os efeitos primários e que são de interesse em imagem médica são o efeito fotoelétrico, a dispersão de Compton e a dispersão de Rayleigh. [1]

No efeito fotoelétrico, que se trata de um processo de absorção, toda a energia do fóton X é absorvida por um elétron orbital, que por sua vez é ejetado do átomo. Para que isto aconteça, a energia do fóton incidente deverá ser maior ou igual à energia de ligação do elétron ejetado. O átomo fica assim com uma lacuna na camada eletrônica, levando à transição de um elétron de uma camada mais externa para ocupar esta lacuna, libertando energia sob a forma de um fóton. Este processo irá repetir-se até que o átomo volte a ficar estável. [2]

A dispersão de Compton ocorre através da interação de um fóton com um elétron das camadas externas ou de valência do átomo. O elétron é ejetado do átomo e o fóton sofre uma dispersão, perdendo alguma da sua energia e alterando a sua trajetória. [2]

A dispersão de Rayleigh é um processo de interação com o átomo todo, ao contrário da dispersão de Compton. Ocorrendo maioritariamente a baixas energias (15 a 30 keV), o fóton incidente excita o átomo fazendo com que este oscile em fase, sendo imediatamente emitido um novo fóton com a mesma energia do incidente, porém numa trajetória diferente. Nesta interação os elétrons não são ejetados, não ocorrendo ionização do átomo, sendo por isso considerado este processo como coerente. [2]

A radiação dispersa é uma problemática em imagem médica, dado que influencia de forma negativa a qualidade da imagem. As alterações da trajetória que os fótons sofrem aquando das interações com a matéria afetam inevitavelmente alguns parâmetros de qualidade de imagem, tais como a resolução espacial. Visto como algo impossível de evitar, devem ser usados métodos para tentar precaver os efeitos desta radiação secundária, reduzindo ao máximo o seu impacto.

2. Detetores de raios X em sistemas médicos

A radiologia é basicamente um processo de transmissão de imagem, em que os raios X provenientes da ampola atravessam o corpo do paciente e são detetados do outro lado por um detetor de raios X. Ao atravessar o paciente, este feixe que no início era uniforme, sofre atenuações relativas às interações com a anatomia do paciente e do meio. São essas alterações de intensidade que o detetor vai registrar. [2]

Para detetar raios X, é necessário um material capaz de absorver a radiação incidente e, de alguma forma, transformar a energia dos fótons numa imagem possível de interpretar. O primeiro detetor a ser usado foi a película radiográfica com exposição direta. Dada a elevada dose de radiação que requeriam e a fraca qualidade das imagens obtidas, foram desenvolvidos intensificadores de imagem, que classificou o novo tipo de detetores ecrã-filme. [3]

Com a chegada da era tecnológica e do desenvolvimento de sistemas digitais, a radiologia acompanhou a evolução com a implementação de detetores digitais, começando-se a abandonar gradualmente a película, deixando-se assim a imagem analógica e adotando-se a imagem digital. O desenvolvimento de novos equipamentos de aquisição de imagem como a TC veio impulsionar a evolução dos detetores de raio X usados em imagiologia. [1]

Neste capítulo serão abordados os detetores de raios X usados em imagem médica, quanto à sua composição, funcionalidades e modo de operação. Será ainda abordada a THCOBRA, o MPGD alvo desta dissertação.

2.1. Película Radiográfica

A película radiográfica com exposição direta foi o primeiro detetor de raios X usado para obtenção de imagens, caracterizando a radiologia convencional. É composta por uma base em acetato de celulose ou uma resina de poliéster e uma emulsão de filme transparente de um lado ou de dois lados, com cerca de 0,2 mm de espessura (Figura 5). A emulsão é composta usualmente por grânulos de brometo de prata suspensos numa matriz gelatinosa. A emulsão é por sua vez coberta por uma camada protetora (*T coat*) sensível a luz visível, ultravioleta e radiação ionizante. [4]

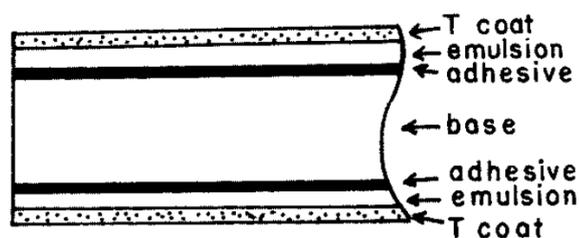


Figura 5 - Secção de uma película radiográfica. Base de acetato de celulose ou uma resina de poliéster, e a emulsão composta por brometo de prata, suspensa numa matriz gelatinosa. [4]

O processo de formação de imagem ocorre quando os grânulos de brometo de prata são expostos à radiação ionizante e libertam eletrões. Estes eletrões libertados ficam presos nos cristais dos grânulos do brometo de prata que por sua vez atraem e

neutralizam iões de prata (Ag^+). Consequentemente, pequenas quantidades de prata metálica são depositadas na emulsão, primariamente ao longo da superfície dos grânulos de brometo de prata. Isto é um reflexo da informação transmitida para o filme pela radiação X, ficando retida e armazenada como uma imagem latente. [4]

Quando o filme é exposto a uma solução de revelação, é depositada prata adicional nos centros de sensibilidade. Consequentemente, a imagem latente induzida pela radiação serve como um catalisador para a deposição de prata metálica na base do filme. A prata não fica depositada sob grânulos que não foram afetados durante a exposição à radiação, sendo estes grânulos removidos por tiosulfato de sódio ou tiosulfato de amónio presente numa solução fixadora. Esta solução contém também alúmen de potássio para endurecer a emulsão e ácido acético para neutralizar o revelador residual presente no filme. O grau de escurecimento de uma região do filme processado depende da quantidade de prata depositada que é consequência da intensidade de raios X absorvidos na mesma região. [4]

A película de exposição direta é menos sensível à radiação do que quando usada com ecrã intensificador. Por essa razão, e com o objetivo de reduzir a dose de exposição e aumentar a qualidade de imagem, foram implementados sistemas ecrã-filme. [2]

O sistema ecrã-filme usado em radiologia consiste numa cassette, um ou dois ecrãs intensificadores e a película emulsionada de um ou dois lados. Os ecrãs que estão dentro da cassette são feitos de um material luminescente, sendo mais comum o oxissulfato de gadolínio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$). Quando a radiação X interage com este material, é emitida luz visível e ultravioleta, que por sua vez atinge a película. Isto permite usar uma dose de radiação muito mais baixa e obter imagens de qualidade superior. [2]

Apesar da elevada qualidade das imagens obtidas com os últimos sistemas ecrã-filme, estes têm sido gradualmente substituídos pela radiologia digital. As principais razões por detrás desta mudança são o limitado controlo sobre a redução da dose no paciente, a latitude de doses é fixa, a impossibilidade de alterar o contraste das imagens depois de processadas, e o facto de as películas serem dispendiosas, usarem químicos perigosos para o ambiente e o seu arquivo e consulta serem complexos. Além disso, a radiologia digital apresenta muitas vantagens, como a possibilidade de processamento de imagem, o *Picture Archiving and Communication System* (PACS) que permite o arquivo e consulta rápida das imagens, maior segurança dos dados, redução das despesas e reduzido impacto ambiental. [5]

2.2. Detetor PSP – Radiologia Computorizada

A radiologia digital evoluiu em diferentes formas, sendo que o que as distingue concentra-se no tipo de detetor usado para adquirir as imagens [5]. Uma delas, introduzida nos anos 70, é a radiologia computorizada (CR – Computed Radiology), termo usado para classificar os sistemas com detetor de *photostimulable phosphor* (PSP). [2]

O material luminescente usado nos ecrãs intensificadores dos sistemas ecrã-filme, como o $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$, emite luz imediatamente aquando da interação dos raios X. Quando o mesmo acontece num detetor de PSP, é emitida também alguma luz mas a maioria da energia dos raios X absorvida continua depositada no detetor, que por sua vez pode ser lido mais tarde. [2]

Os detetores de CR são compostos por um ecrã flexível de fluoreto de bário, fechado dentro de uma cassette similar às usadas nos sistemas ecrã-filme. Depois de uma incidência radiográfica, a cassette, também chamada de *Image Plate* (IP), deve ser inserida numa unidade de leitura a fim de ser extraída a informação latente no detetor e poder ser formada a imagem médica. Dentro da unidade de leitura, o ecrã é retirado mecanicamente da cassette, e à medida que se move é digitalizado por um laser (Figura 6). Este laser estimula a libertação da energia latente no detetor sob a forma de luz visível, que é captada por uma fibra ótica, até um tubo fotomultiplicador (PMT), onde é produzido o sinal elétrico. O sinal elétrico é por fim convertido num sinal digital e enviado para a consola de visualização de imagens. Para eliminar energia residual do detetor, este é submetido a uma forte luz branca, sendo de seguida reintroduzido na cassette, ficando pronto para uma nova incidência. [2]

O fluxo de trabalho dos detetores de CR é muito similar ao de sistemas ecrã-filme, o que contribuiu para o seu sucesso inicial e fácil adaptação. Além disso, apresentam como principais vantagens uma maior gama dinâmica, evitando casos de sub ou sobre-exposição à radiação, facilidade de uso em exames móveis, melhor controlo de dose e possibilidade de processamento de imagem.

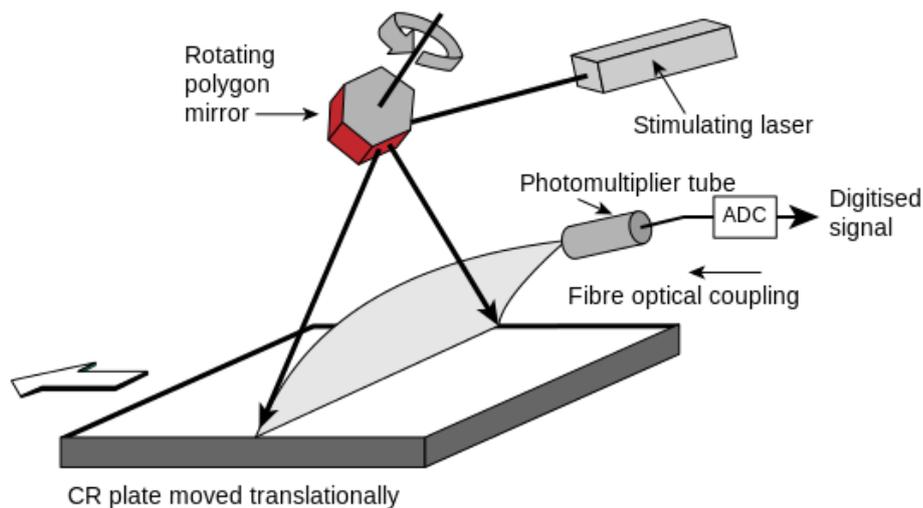


Figura 6 - Processo de leitura do IP numa unidade de leitura. O laser estimula a libertação de energia sob a forma de luz visível que é captada por um PMT. [6]

2.3. *Charged-Coupled Devices*

Os *Charged-Coupled Devices* (CCDs) (Figura 7) são uma categoria de detetores usados em imagem médica, tipicamente em fluoroscopia, que formam imagens através de luz visível. Consistem geralmente num conjunto de elementos eletro-óticos cuja funcionalidade é converter os raios X num sinal elétrico, que por sua vez é amplificado até formar a imagem. [7,8]

A conversão de raios X envolve um material luminescente que ao ser irradiado pelos fotões X, liberta energia sob a forma de luz visível. Esta luz visível é depois amplificada por um intensificador de imagem e focada com recurso a lentes ou fibras óticas até ao CCD, que vai formar a imagem. O CCD é composto por um circuito integrado de cristais de

silício sensíveis à luz. À medida que os pixels são atingidos pela luz, são libertados elétrons que se acumulam em cada pixel. Estas cargas acumuladas são por fim lidas em ciclos lineares e os dados recolhidos são processados para formar a imagem. [2,7,8]

Estes detetores, usados maioritariamente em fluoroscopia, permitem a visualização de sequências de imagens em tempo real, desde que haja irradiação contínua do paciente. As sequências de imagens podem ser arquivadas para posterior visualização.

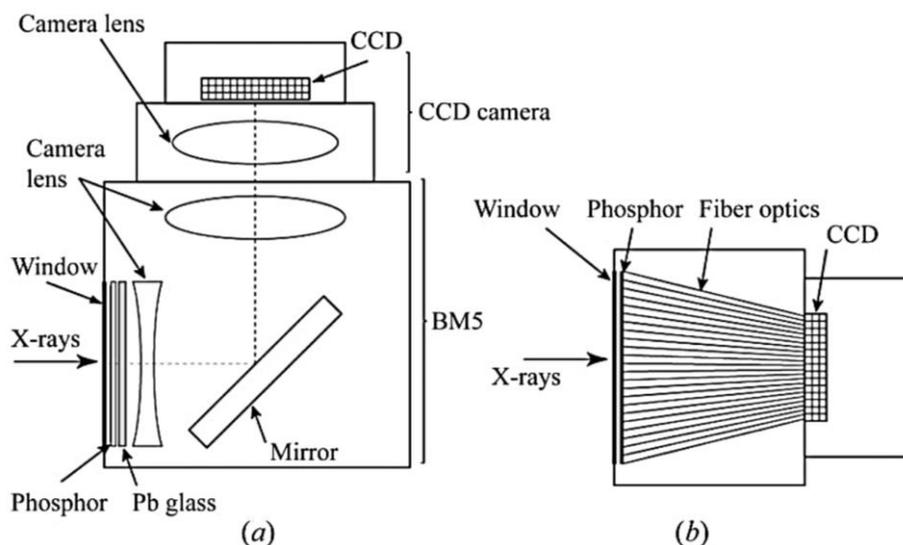


Figura 7 – Esquema de detetores usando CCD. (a) corresponde a um CCD com sistema de lentes e (b) a um CCD com fibras ópticas. [8]

2.4. Detetores de Cintilação - Indiretos

O detetor de cintilação consiste num material cintilador e um elemento fotodetector. Depois da absorção de um fóton X, o cintilador converte essa energia em luz visível que é emitida e detetada pelo fotodetector (Figura 8). O fotodetector converte então esta energia num sinal elétrico. [9,10]

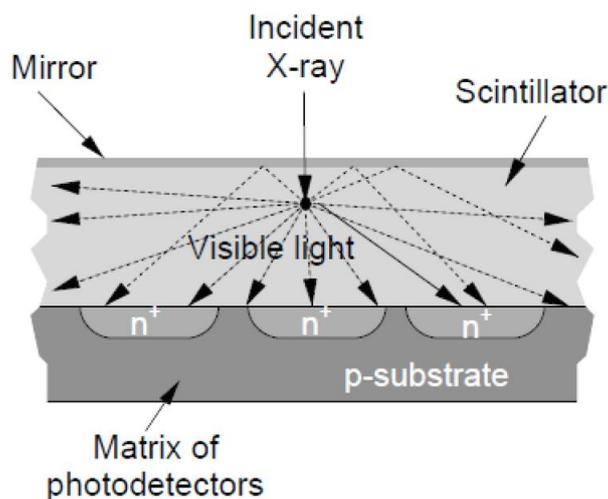


Figura 8 - Estrutura básica de um detetor de cintilação. [10]

O material cintilador, tipicamente iodeto de cézio dopado com tálio (CsI:Tl), está inserido dentro de camadas refletoras de alumínio, que é um material de baixo número atômico e baixa densidade, permitindo a penetração de raios X, e também com elevada taxa de reflexão de luz visível, ideal para guiar a luz até ao fotodetector correspondente. [10]

Os passos mais críticos deste processo e que podem influenciar a relação sinal-ruído (SNR) são: a transmissão dos raios X através do alumínio; absorção dos raios X pelo cintilador e a sua conversão para luz visível; reflexão da luz visível pelas camadas de reflexão; transmissão da luz até ao fotodetector; deteção da luz visível e conversão num sinal elétrico.

O processo de cintilação pode ser dividido em três subprocessos: conversão, transporte e luminescência. Durante a conversão inicial, ocorre uma interação de um fóton de elevada energia com o material cintilador através de efeito fotoelétrico e difusão de Compton. São assim criados vários pares eletrões-lacuna nas bandas de condução e de valência. No processo de transporte, eletrões e lacunas, migram pelo material podendo interagir com este, estando essa hipótese intrinsecamente dependente do material. Por fim, o processo de luminescência consiste na consecutiva interseção do eletrão e lacuna no centro de luminescência e a recombinação radiativa, de onde é libertada luz visível. [9]

Os PMT são ainda os clássicos e mais sensíveis fotodetetores usados atualmente, convertendo a luz visível num sinal elétrico, e onde os eletrões são acelerados e multiplicados através de uma cadeia de dínodos com ganhos que podem exceder 10^{10} [9]. No entanto, os PMT são frágeis, volumosos, sensíveis a campos magnéticos e têm custos elevados de produção e por essas razões estão a ser substituídos por detetores semicondutores.

Uma configuração típica de um detetor de cintilação é exibida na Figura 9, compreende um largo número de elementos de deteção individuais, cada um com capacidade de armazenar carga em resposta à exposição aos raios X. Cada elemento tem uma região sensível à luz e um pequeno canto com a eletrónica associada. Antes de cada exposição, o condensador, que armazena o sinal acumulado em cada elemento, é ativado, dissipando a sua carga e redefinindo o dispositivo. Depois da exposição, a carga armazenada no condensador é lida (Figura 10). [2]

Como estes detetores convertem os raios X para luz e só depois para um sinal elétrico, são apelidados de sistemas de deteção digital indiretos. Esta estratégia é análoga ao sistema ecrã-filme.

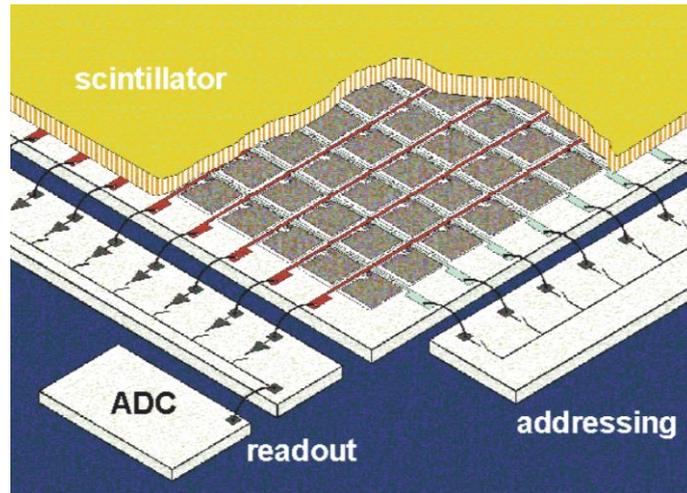


Figura 9 - Esquema de um detetor de cintilação. Uma série de díodos de silício amorfo posicionados numa placa de vidro coberta por cintiladores de CsI:Tl. [9]

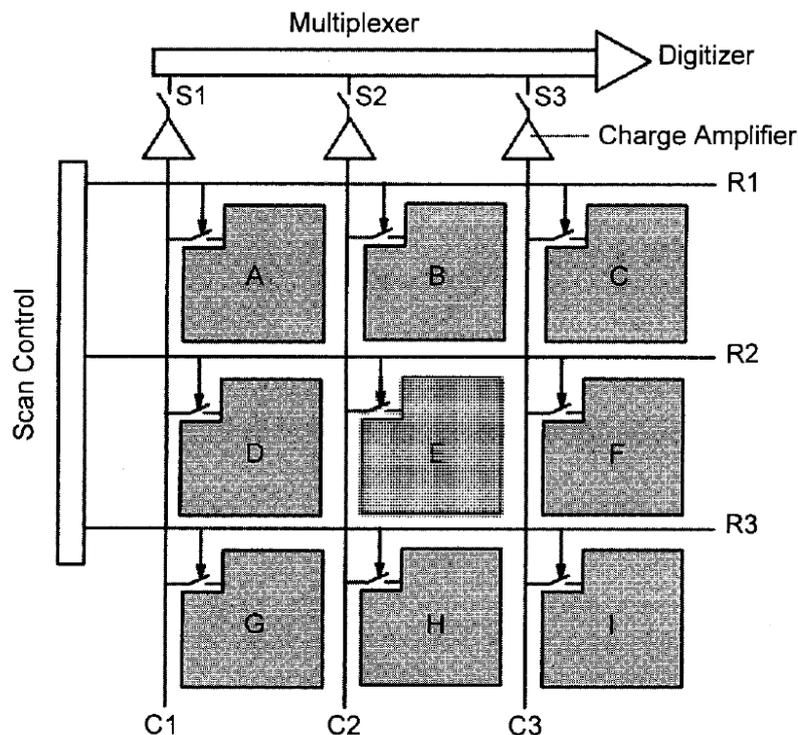


Figura 10 - Processo de leitura usado nos detetores de cintilação. São ilustrados os detetores (A a I), as linhas de leitura (R1, R2 e R3) e as colunas de leitura (C1, C2 e C3). [2]

2.5. Detetores a-Se - Diretos

Os detetores de raios X, característicos de converterem a radiação X num sinal elétrico, são compostos por uma camada de um material fotocondutor sob uma matriz *thin-film transistor* (TFT). Este material fotocondutor possui muitas propriedades do silício, exceto o seu número atômico mais elevado. O Selênio amorfo (a-Se) tem sido o material fotocondutor mais usado neste tipo de detetores. [2]

Durante a exposição aos raios X e a interação destes com o a-Se, são libertados elétrons e lacunas que sob a influência de um campo elétrico migram até ao eléctrodo apropriado (Figura 11). Os elétrons são assim atraídos pelo eléctrodo de superfície, enquanto as lacunas seguem a direção oposta, sendo recolhidos pelos eléctrodos e condensadores, formando a imagem latente. [11]

Depois de cada aquisição, o detetor sofre um processo de limpeza com iluminação da camada do detetor com luz visível, para que os elétrons criados sejam removidos completamente e não provoquem assim interferências na exposição seguinte. [11]

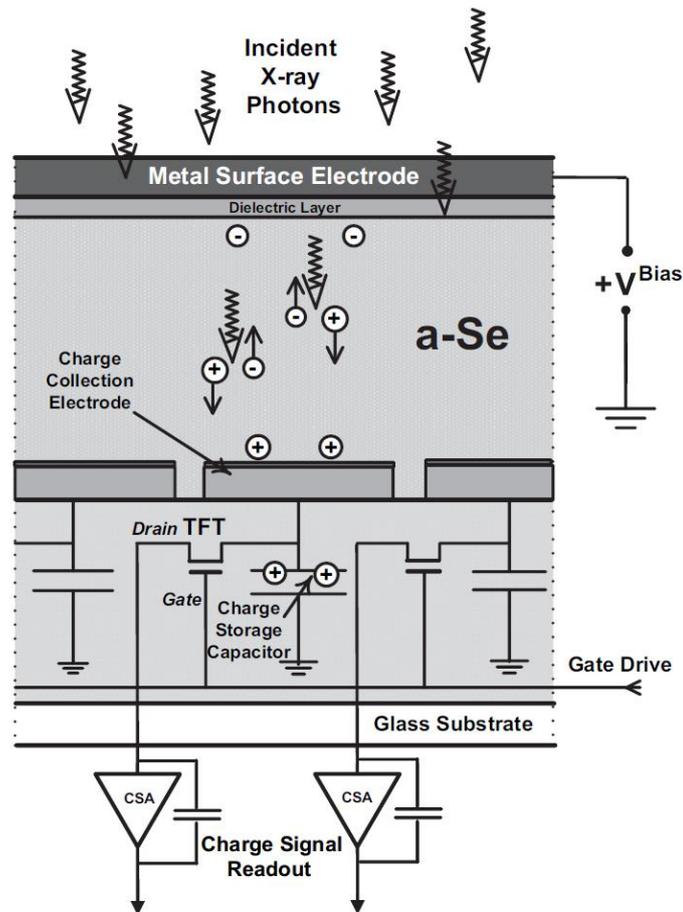


Figura 11 - Esquema de produção e transferência de cargas por um detetor digital direto. [11]

Apesar do selênio ter um número atômico elevado ($Z = 34$), ainda é considerado baixo quando comparado com os detetores convencionais que usam um material luminescente, e por isso apresenta coeficientes de atenuação relativamente baixos para energias de raios X de diagnóstico (40 a 130 keV). Apesar disso, como os elétrons não se dispersam lateralmente devido ao campo elétrico aplicado, estes detetores podem ser produzidos mais espessos, melhorando a sua eficiência de detecção e compensando a baixa absorção de raios X. [2]

Estes detetores são usados tipicamente em imagiologia por transmissão de raios X em alternativa à película radiográfica ou detetores CR.

2.6. Detetores Gasosos

Um detetor gasoso é baseado numa câmara que compreende um volume de gás entre dois elétrodos, com uma diferença de potencial elétrico aplicada entre os elétrodos. Os iões produzidos no gás pela interação com a radiação são recolhidos pelos elétrodos, sendo os iões positivos (catiões) atraídos para o eletrodo negativo (cátodo) e os eletrões ou aniões atraídos para o eletrodo positivo (ânodo), resultando num sinal elétrico. [2,12]

Câmaras de ionização, contadores proporcionais e contadores Geiger-Müller (GM), são exemplos comuns de detetores gasosos.

As câmaras de ionização, consideradas como os detetores mais simples, são baseadas na recolha da maioria das cargas criadas por ionização direta do gás através da aplicação de um campo elétrico. O gás usado pode ser qualquer um, mas para maximizar a eficiência e sensibilidade aos raios X deve ser usado um gás com elevado número atômico como kriptón ($Z = 36$) ou xénon ($Z = 54$), e a uma pressão elevada para aumentar a sua densidade. Câmaras de ionização de xénon a alta pressão começaram a ser usadas em equipamentos de TC por volta dos anos 80, mas têm sido gradualmente abandonadas com o aparecimento de outras alternativas que preenchem melhor os requisitos da TC. [2,12–14]

Os contadores proporcionais baseiam-se no fenómeno de multiplicação de cargas, ou de avalanche, no meio gasoso para amplificar a carga dos pares de iões criados no gás. Esta multiplicação é uma consequência do aumento até um valor suficientemente elevado do campo elétrico existente no gás. Os eletrões livres resultantes da ionização das moléculas do gás, causada pela radiação incidente, são facilmente acelerados por esta diferença de potencial adquirindo energia cinética. Quando esta energia adquirida pelo eletrão é superior à energia de ionização das moléculas do gás, existe a possibilidade de ser criado outro par iónico resultante da colisão entre partículas. O eletrão daqui libertado pode voltar a ser acelerado, existindo a possibilidade de este processo de multiplicação se repetir, conhecido como avalanche de Townsend. No contador proporcional, a avalanche termina quando todos os eletrões livres são recolhidos pelos ânodos. [12]

Assim, estes detetores podem ser usados em condições em que o número de pares de iões criados pela radiação é muito pequeno e não permita a operação de câmaras de ionização. Ao contrário das câmaras de ionização que podem funcionar com quase todos os gases, o contador proporcional necessita de um gás específico para potenciar o fenómeno de avalanche eletrónica. Por fatores de custo, o argón é o gás mais usado nestes detetores, e para casos onde é necessária elevada eficiência de deteção, este é substituído por gases mais pesados como kriptón ou xénon. Estes gases precisam de ser continuamente purificados durante a operação do contador proporcional, de forma a evitar alterações da performance de deteção. Os contadores proporcionais podem ser usados para deteção e espectroscopia de raios X, cuja energia é suficientemente baixa para interagir com o gás com eficiência razoável. [2,12]

O contador GM é um dos detetores de radiação mais antigos, tendo sido proposto em 1928 por Geiger e Müller, e devido à sua simplicidade, baixo custo e facilidade de operação, ainda continua a ser usado hoje em dia. Assim como os contadores proporcionais, este detetor usa o princípio de multiplicação dos gases para amplificar as cargas dos pares de iões formadas pela interação com a radiação, mas de uma forma

ligeiramente diferente. Enquanto no contador proporcional cada elétron leva à formação de uma avalanche independente de todas as outras avalanches formadas pelos restantes elétrons, resultando numa carga final proporcional ao número de elétrons iniciais, no contador GM são aplicados campos elétricos de tal modo elevados que todos os pulsos têm a mesma amplitude independentemente do número original de pares de íões que originaram o processo. São particularmente eficientes na deteção de partículas carregadas e muito pouco eficientes na deteção de raios X. Devido ao seu elevado tempo morto (período de tempo entre leituras) os contadores GM são raramente usados para medições em que seja necessária precisão para taxas de contagem superiores a algumas centenas de eventos por segundo. [2,12]

O mesmo detetor gasoso pode funcionar em diferentes regiões de operação. O fator que define este modo de operação concentra-se essencialmente na diferença de potencial aplicada, sendo possível identificar as diferentes regiões de operação de um detetor deste tipo, tal como representado na Figura 12. A região de operação correspondente à câmara de ionização é a zona de saturação iónica, o contador proporcional funciona na região proporcional e o modo de operação do contador GM corresponde à região GM.

Estes detetores gasosos mais comuns serviram de base ao desenvolvimento de outros detetores gasosos como *Microstrip Gas Chambers*, *Multiwire Proportional Counters*, *Gas Proportional Scintillation Counters*, entre outros.

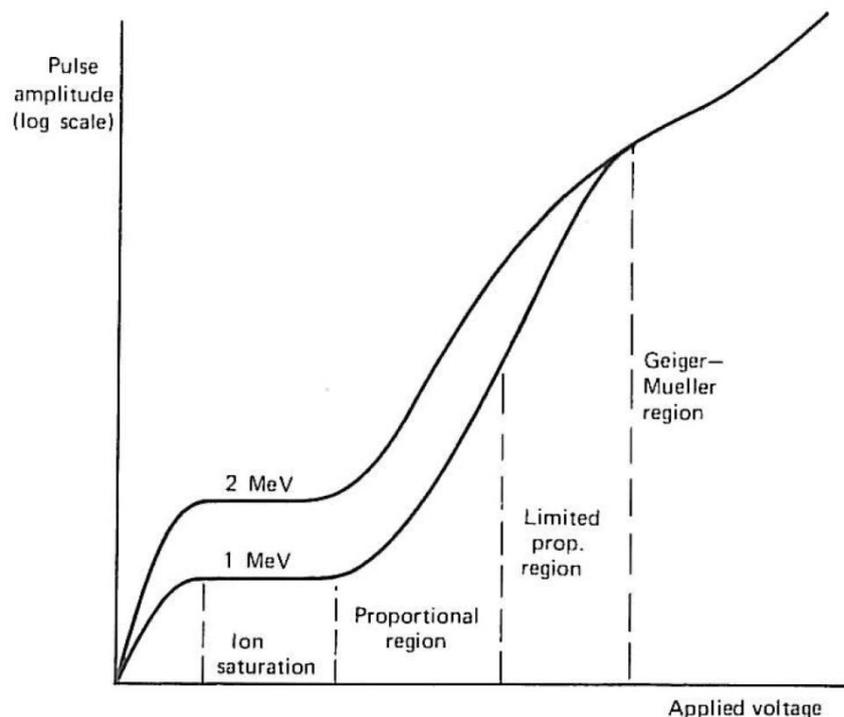


Figura 12 – As diferentes regiões de operação de detetores gasosos. [12]

2.6.1. Detetores Gasosos Microestruturados – MPGD

Depois da introdução das *Microstrip Gas Chambers* em 1988 por Oed [15], surgiram vários detetores baseados em microestruturas, produzidos por processos de fotolitografia, os MPGDs. Uma dessas microestruturas é o *Gas Electron Multiplier* (GEM)

que usa um polímero fino, revestido dos dois lados por um filme metálico com múltiplos furos circulares. A GEM é usada como multiplicador de elétrons e com uma interface entre as diferentes regiões do detector. É geralmente combinada com uma *Microstrip Plate* (MSP), que funciona como amplificador e coletor das cargas. [12,16–18]

A *MicroHole & Strip Plate* (MHSP) é uma microestrutura híbrida que aglomera as características das duas estruturas anteriores. Consiste num substrato de *kapton* revestido por um filme de cobre em ambas as faces. Numa das faces é gravado, por fotolitografia, um padrão de fitas com ânodos e cátodos, similar a uma estrutura *microstrip*. Do outro lado do substrato é gravado um padrão similar à GEM (também com recurso a fotolitografia) e a estrutura é perfurada com furos bicônicos, centrados com as fitas correspondentes aos cátodos. O campo elétrico dentro dos furos consegue ser suficientemente elevado para permitir multiplicação das cargas. Além disso, com uma diferença de potencial adequada aplicada entre os ânodos e cátodos, os elétrons emergentes dos furos são direcionados para o ânodo onde uma segunda multiplicação ocorre (Figura 13). [12,16,19,20]

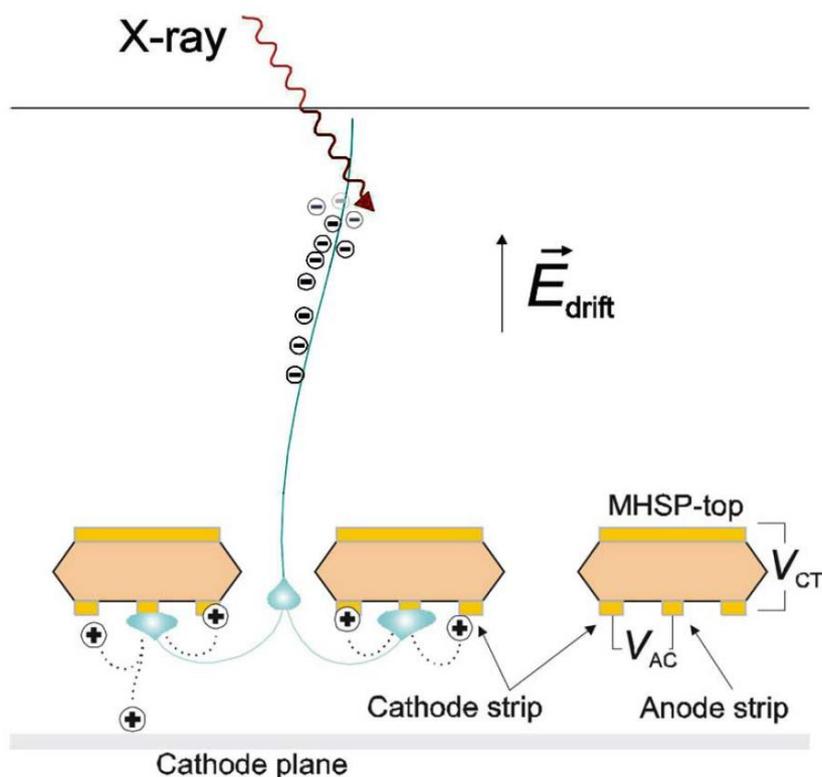


Figura 13 – Esquema de uma MHSP e o princípio de funcionamento associado. São visíveis dois momentos de multiplicação de carga, dentro dos furos e na vizinhança dos ânodos. [20]

Para melhor perceber o funcionamento deste tipo de detetores e saber como potenciar a sua operação pela aplicação de diferenças de potencial corretas, é importante analisar a Figura 12 onde são descritas as diferentes regiões de operação de detetores gasosos, destacando-se duas regiões particularmente importantes para a eficácia da MHSP, nomeadamente a zona de saturação iónica e a zona proporcional. O regime de funcionamento de saturação iónica deve existir na região de deriva (*drift*) para não se formarem avalanches nesta zona e para não serem perdidas cargas por recombinação. A

região proporcional deve existir nos furos e na região próxima aos ânodos de forma a permitir o número máximo de avalanches eletrônicas possível. Desta forma as diferenças de potencial criadas no detetor, devem permitir a existência destes dois estádios de funcionamento.

Estudos realizados a este tipo de detetor a operar em xénon puro mostraram resultados muito satisfatórios, com ganhos elevados ($> 10^4$), boa SNR e resoluções de posição inferiores a 300 μm , caracterizando o detetor usando a estrutura MHSP como viável para ser usado com raios X e a um preço reduzido. É capaz de fornecer resoluções em posição perfeitamente aplicáveis aos raios X, usa materiais *standard* e um princípio de operação simples, o que torna este dispositivo muito rentável. [16,19–21]

A grande vantagem da MHSP, usando a técnica de contagens de fótons individuais, é o armazenamento de informação correspondente a cada evento que ocorre no sistema, incluindo a energia de cada fóton de raio X. Esta informação permite melhorar o contraste de acordo com a densidade do objeto a ser estudado e/ou reduzir a dose de radiação. A informação da energia pode ainda ser usada em conjunção com a imagem para técnicas de melhoria da qualidade da imagem. [20]

Os MPGDs apresentam algumas características interessantes, tais como o seu *field of view* (FOV) sem áreas mortas, possibilidade de ter grandes áreas de detecção, eliminação do ruído eletrônico pela definição de um *threshold*, taxa de contagem razoável (10^6 Hz), versatilidade, boa resolução em posição, portabilidade, operação à temperatura ambiente, baixo custo e pouca complexidade. Além disso, para formação de imagens com raios X, um detetor com informação da energia de cada fóton tem muitas potencialidades, permitindo melhorias no contraste, maximização do SNR por aplicação da técnica de ponderação em energia (EWT – Energy Weight Technique), e reduzir a dose até a um fator de 2,5. Apesar de tudo, estes detetores ainda são limitados em questões de resolução espacial, quando comparados com outros detetores usados em imagem médica. [22]

2.6.2. THCOBRA

A THCOBRA é um tipo de MPGD desenvolvido, até agora, com uma área ativa máxima de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ como é possível observar na Figura 14, que foi aplicado à aquisição de imagem por transmissão e fluorescência de raios X e que permite a determinação da posição de interação e também da energia de cada fóton que interage com o detetor. [22–24]

A grande vantagem de usar um detetor de contagem de fóton único com resolução em energia em imagiologia é a possibilidade de recolher, não só a posição de interação de cada fóton detetado, como também a informação relativa à sua energia. Isto permite a melhoria do contraste da imagem de acordo com a densidade do objeto irradiado. Além disso, a informação da energia pode ser usada para o aumento do contraste e/ou redução da dose usando técnicas como EWT. [23]

A THCOBRA é baseada em dois outros MPGDs: a *Thick Gas Electron Multiplier* (THGEM) e a MHSP, combinando as vantagens de cada um deles. A THCOBRA consiste num substrato de G10 com 0,4 mm de espessura revestido com uma camada 50 μm de cobre em ambos os lados. Apresenta, como evidenciado na Figura 14 e Figura 15, um padrão com furos (cada um com 0,3 mm de diâmetro), com um aro de 0,08 mm em torno dos

furos. Na face inferior está presente um padrão de linhas de ânodos e cátodos com 0,04 mm e 0,2 mm, respetivamente, gravadas com um *pitch* de 1 mm. Na face superior é gravado outro padrão de linhas, ortogonal ao da outra face, correspondente aos tops, como é visível na Figura 14 e Figura 15. [22,24]

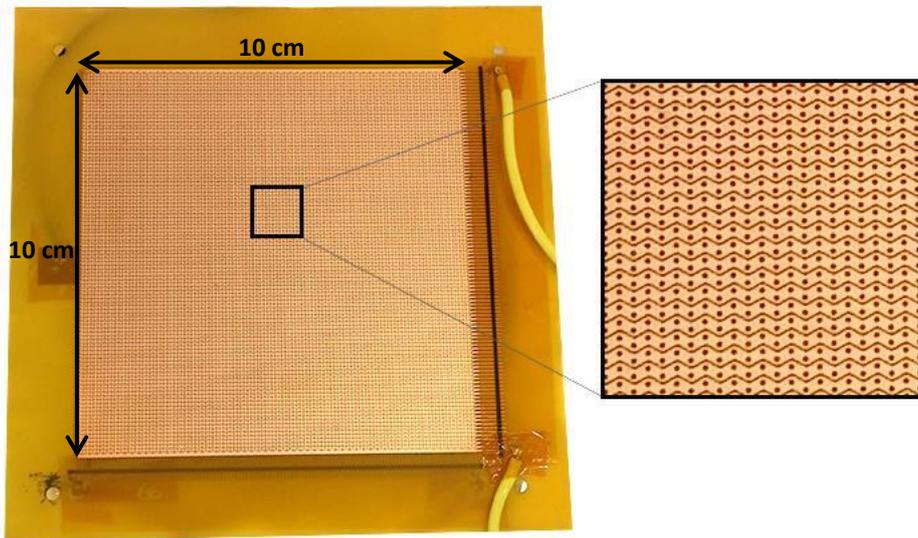


Figura 14 – Vista superior do MPGD THCOBRA. Detalhe mostra os furos e as fitas correspondentes aos tops.

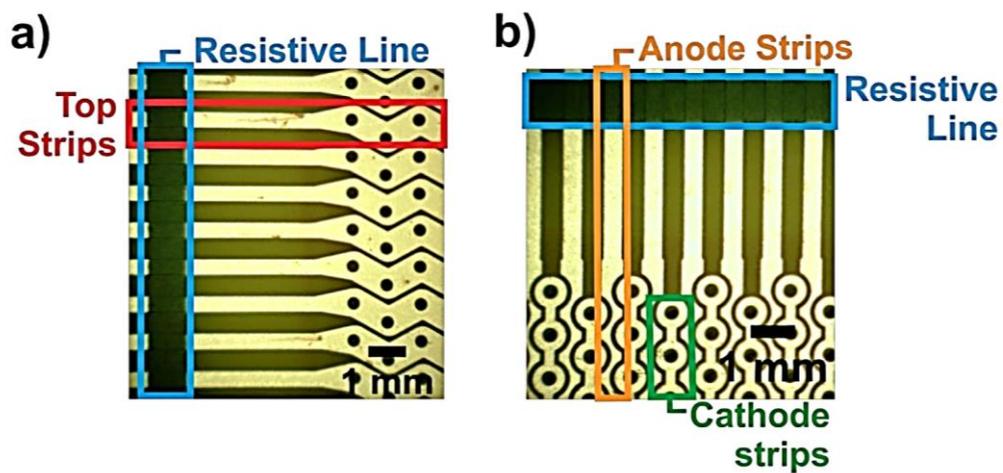


Figura 15 – Detetor THCOBRA. Vista detalhada da face superior a) e da face inferior b). [23]

O princípio de operação da THCOBRA é ilustrado na Figura 16. O gás (Ar/CH₄ (95/5)) funciona como um meio de absorção e multiplicação. Os eletrões criados com as interações entre os fótons incidentes e o gás, na região de absorção, são focados para os furos pela aplicação de um campo elétrico fraco na região, campo de deriva. A aplicação de uma diferença de potencial adequada entre os elétrodos superiores (tops) e os cátodos, cria um campo elétrico elevado dentro dos furos, induzindo o primeiro estágio de multiplicação da carga. Com a aplicação de outro campo elétrico elevado entre as linhas de cátodos e ânodos, dá-se a segunda avalanche de carga nas vizinhanças das linhas dos ânodos, onde é recolhida a carga total. [22–24]

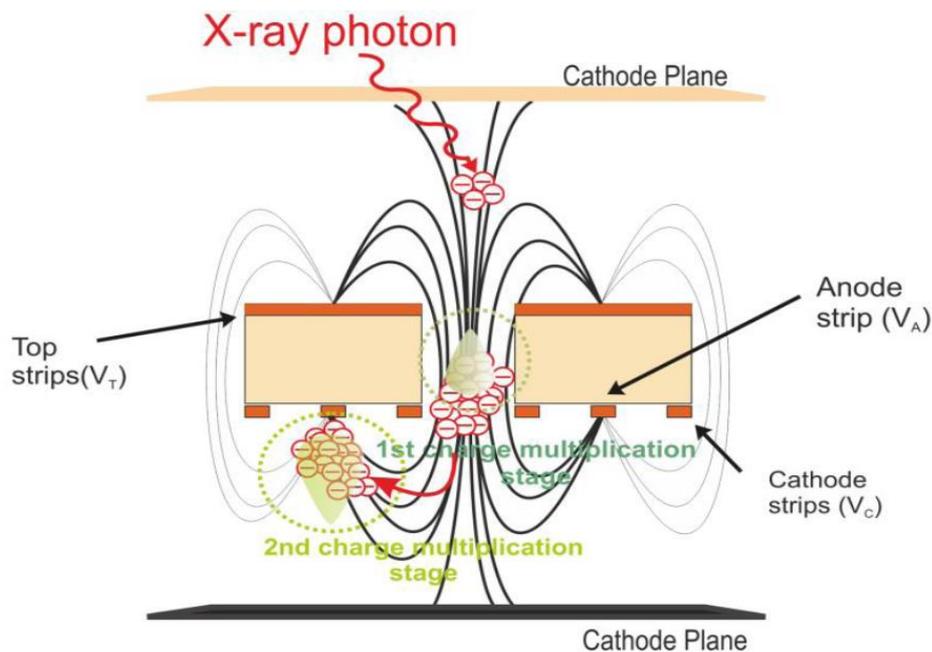


Figura 16 – Princípio de operação do detector usando uma THCOBRA. [22]

Para discriminação da posição e energia são usadas duas linhas resistivas (Figura 15) ligando, respectivamente, os tops (elétrodos da face superior da estrutura) e os ânodos, dando origem a uma 2D-THCOBRA. A posição de interação e a energia de cada fóton que atinge o detector é determinada com base no princípio de divisão de cargas (Figura 17). [22,23]

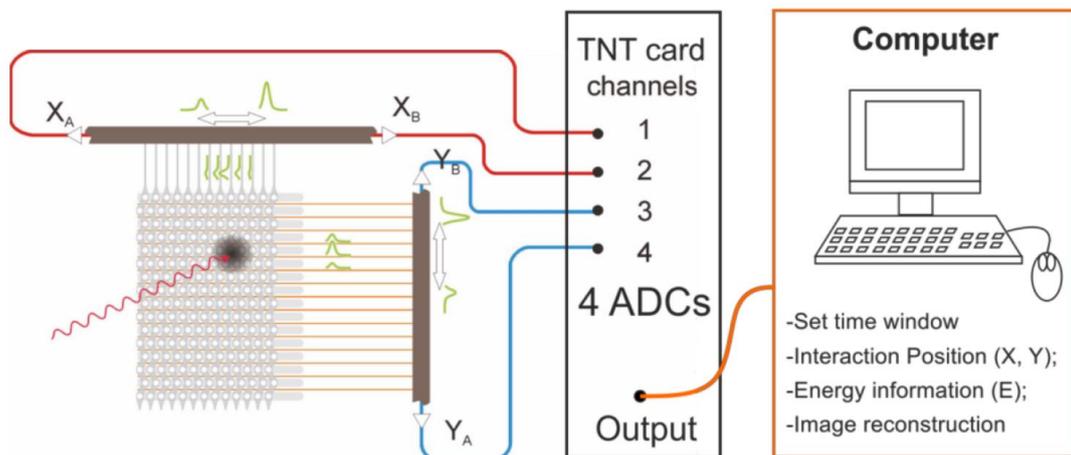


Figura 17 – Leitura da carga usando duas fitas resistivas para determinar a posição de interação e energia dos fótons que interagem com o detector. [23]

O sistema de leitura, composto pelas linhas resistivas, é muito simples e rentável, visto que são necessários apenas quatro canais eletrônicos para processar os sinais e por fim obter a imagem.[23]

Estudos deste tipo de detector [22,23] mostraram bons resultados quanto à sua performance em imagem com raio-X. A THCOBRA mostrou ganhos de 10^4 e resolução em

energia de cerca de 22% para 8 keV. Quando comparado com uma THGEM, a THCOBRA mostra ganhos mais elevados, resoluções de energia similares, assim como a resolução espacial (1,4 mm), sendo ainda um pouco limitada neste último ponto. [22]

A THCOBRA deixa assim boas promessas para ser aplicado em modalidades de imagem com raios X, permitindo a aquisição de imagens com boa qualidade mesmo sem processamento de imagem.

O detetor de radiação gasoso baseado na THCOBRA é o equipamento alvo deste trabalho e desta forma todos os tópicos a seguir referidos estarão relacionados e direcionados à análise do seu desempenho.

3. Desempenho de um detetor de radiação

As imagens digitais são submetidas a uma série de processos durante a sua aquisição, processamento, armazenamento, transmissão e visualização, podendo cada uma destas etapas induzir degradação da qualidade das imagens.

O desempenho de um detetor de radiação é determinante na qualidade da imagem obtida em imagiologia. Além disso, o seu desempenho também afeta a dose de radiação no paciente assim como a eficácia do exame. Desta forma, os detetores de radiação usados em imagem médica são submetidos a um conjunto de testes de forma a determinar uma série de parâmetros que caracterizam o seu desempenho.

A análise de Fourier demonstrou a sua utilidade para avaliar as características de desempenho dos sistemas de imagem analógicos. [25–27]

Com a chegada dos sistemas digitais, foi necessário remodelar a forma como esta análise de Fourier era efetuada, tanto para avaliar a qualidade de imagem de um determinado sistema digital, como também para permitir comparações entre tecnologias diferentes de aquisição de imagem. [28]

São de seguida expostos os parâmetros principais que descrevem o desempenho de um detetor de radiação e analisam a qualidade das imagens obtidas. Serão ainda abordadas as normas internacionais atualmente definidas como *standards* para estudo dos parâmetros de desempenho de detetores de radiação.

Relativamente ao detetor gasoso baseado na THCOBRA, objeto deste trabalho, serão estudados os seguintes parâmetros de avaliação: ganho em carga, resolução em energia, uniformidade, resolução espacial, *Modulation Transfer Function* (MTF), *Noise Power Spectrum* (NPS) e a *Detective Quantum Efficiency* (DQE).

3.1. Ganho em carga

O ganho em carga é um parâmetro que visa o estudo das cargas criadas num detetor de radiação. É aplicado a detetores onde este ganho ou multiplicação de cargas acontece, como é o caso de detetores gasosos, e é definido como a razão entre a carga final e primária. A carga primária é calculada usando a energia da radiação incidente e o valor W (energia média perdida pela radiação incidente para criar um par iónico, varia entre 22 eV para Xe, 26 eV para Ar e 46 eV para He [12,29,30]). Para determinar o valor absoluto para o ganho é necessário calibrar a eletrónica de leitura, o que permite estabelecer uma relação entre a carga medida e o canal do *multi-channel analyser* (MCA). Depois da calibração, a carga total pode ser determinada sabendo o canal do MCA. De seguida, irradiando o detetor com uma fonte de radiação com energia conhecida, é possível calcular a carga primária e, medindo a resposta do detetor, determinar a carga total. [1,22]

Em imagem médica, o ganho em carga é muito importante visto que um ganho elevado permite melhores SNR e melhor performance do detetor em termos de resolução espacial e em energia. O ganho em carga varia com a voltagem aplicada ao detetor, apresentando um comportamento exponencial característico da avalanche de Townsend, onde com maior voltagem obtêm-se ganhos em carga mais elevados. [22]

3.2. Resolução em energia

A resolução em energia está relacionada com a resposta do detetor a um pulso de energia monoenergético e a distribuição de amplitudes em torno de um valor médio permite determinar a resolução em energia do detetor. Assim, se obtivermos um pico estreito a resposta do detetor é mais precisa e se o pico for largo, a resposta é mais fraca. [12]

A resolução em energia é definida como a relação entre a largura a meia altura (FWHM – *Full Width at Half Maximum*) da função de resposta e o centroide do pico dessa função (Figura 18). Pode ser expressa em percentagem e apresenta valores adimensionais. Quanto mais reduzido o valor da resolução em energia, maior capacidade tem o detetor para distinguir diferentes radiações com energias próximas. [12]

Existem alguns fatores que podem limitar a resolução em energia, incluindo variações das características de operação do detetor durante as medições, fontes de ruído no detetor ou na eletrónica associada e ruído estático proveniente do sinal. Este último é o que causa mais impacto na resolução em energia pois irá estar sempre presente, independentemente dos outros fatores, representando um limite na performance do detetor. [12]

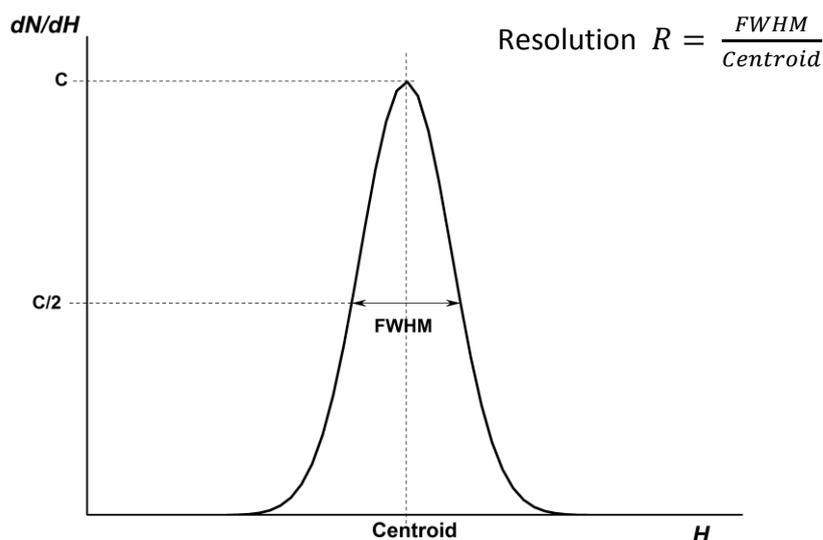


Figura 18 – Definição da resolução em energia de um detetor.

3.3. Uniformidade e SNR

A uniformidade descreve quão uniforme é uma imagem de um material homogéneo. Desta forma é possível avaliar a existência de artefactos causados por fatores alheios ao objeto estudado. [31,32]

A avaliação da uniformidade envolve tipicamente a aquisição de uma série de imagens de um fantoma homogéneo (Figura 19) e a sua posterior análise de consistência de valores para cálculo da uniformidade. São usadas regiões de interesse (ROI – *Region of Interest*) para estudar determinadas secções da imagem e a sua avaliação pode ser executada de duas formas: qualitativa, sendo realizada por observadores com ou sem experiência, onde efetuam uma avaliação tendo como base uma escala qualitativa

previamente estipulada; quantitativa quando é realizada por *software* de imagem que avalia os valores da intensidade dos pixels que compõem a imagem e de seguida é calculada a média de valores para cada ROI, assim como variabilidade através do desvio padrão. A variabilidade é por fim comparada com valores *standard* [33], aferindo-se desta forma a uniformidade do sistema. [31,32]

A uniformidade pode também ser traduzida como a relação sinal ruído (SNR) que é calculada através da razão entre a média e desvio padrão dos valores de intensidade dos pixels:

$$SNR = \frac{\bar{x}}{\sigma} \quad (1)$$

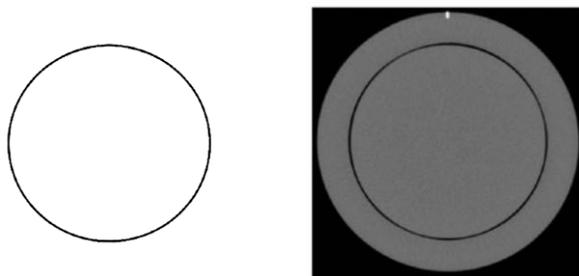


Figura 19 – Exemplo de fantoma (esquerda) para avaliação da uniformidade da imagem e a sua imagem correspondente (direita). [31]

3.4. Linearidade e função de conversão

Um requisito básico da análise de Fourier é que a resposta do detetor seja linear com a exposição incidente, ou, caso isto não aconteça, que seja possível linearizar previamente os dados pela aplicação de uma função de conversão. [34,35]

A função de conversão, ou curva característica, relaciona os valores de intensidade dos pixels da imagem com o valor da dose de radiação que chega ao detetor, mais precisamente à sua entrada. A inversa desta função permite a linearização dos dados originais, caso estes se mostrem como não lineares. [34,35]

A dose de radiação à entrada do detetor é tipicamente medida com um dosímetro adequado e o seu valor é expresso em μGy , enquanto que o valor da intensidade é calculado através da média de intensidades de todos os pixels que formam a imagem.

Geralmente, a resposta de um detetor de radiação digital é tipicamente linear, ou seja, a intensidade média das imagens aumenta proporcionalmente com o aumento da dose de exposição à entrada do detetor, ao contrário dos detetores convencionais onde a resposta não é linear. [35]

Um sistema, para ser linear, necessita obedecer a três regras básicas: proporcionalidade, sobreposição linear e *shift-invariance*. A proporcionalidade, como já referida, indica que o valor intrínseco de cada pixel varia de forma proporcional à dose recebida. A sobreposição linear indica que o sistema produz uma imagem final através de uma imagem inicial composta ou objeto, que é uma sobreposição linear de diferentes componentes. Por último, se o sistema é *shift-invariant* significa que os dados da imagem final são independentes da posição da imagem ou objeto inicial, ou seja, se um componente muda de posição, esta alteração ocorre da mesma forma na imagem final.

Os sistemas de imagem que demonstram estas propriedades são conhecidos como sistemas *linear and shift-invariant* (LSI). [35]

3.5. Resolução espacial e Modulation Transfer Function

A resolução espacial é uma característica intrinsecamente relacionada com a imagem. Esta descreve a capacidade que um sistema de imagem tem para representar com precisão objetos nas duas dimensões da imagem, à medida que eles se tornam cada vez mais próximos. Assim, a resolução espacial do sistema é determinada pelo ponto cuja proximidade entre dois objetos é tão reduzida que sistema não os consegue identificar como objetos independentes. [2]

Uma forma de calcular a resolução espacial de um detetor é através da *Point Spread Function* (PSF) (Figura 20), que mede a resposta do detetor a um único ponto. A PSF está relacionada com o *blurring* da imagem, e quanto mais estreita esta função, menos *blurring* afeta a imagem. [2]

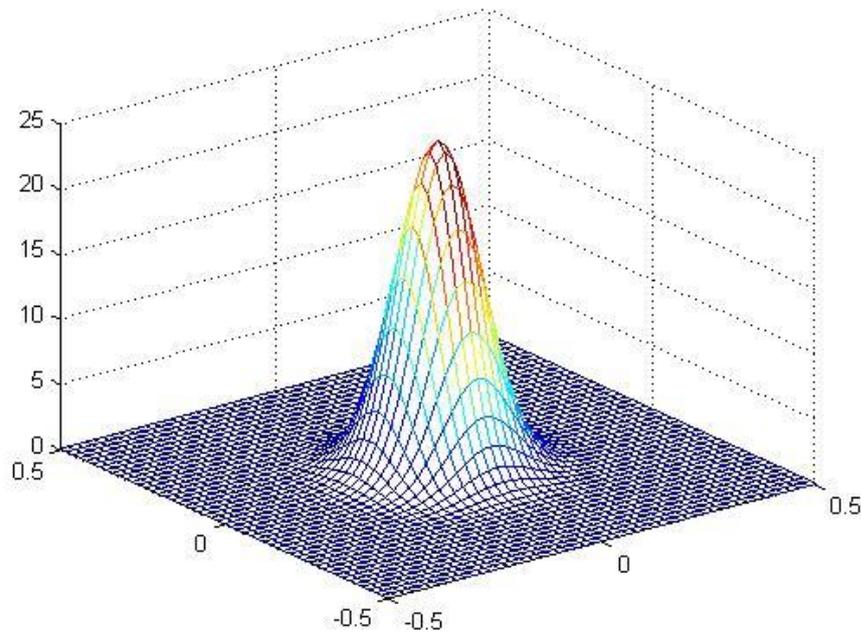


Figura 20 – Exemplo de um PSF isotrópica.

Além da PSF, a resolução espacial pode ser calculada através da função de transferência de modulação (MTF), que faz uma descrição completa da resolução espacial de um detetor de imagem. A MTF é uma função que descreve a eficiência que o sistema tem de representar as ondas sinusoidais do sinal recebido, que descrevem a transmissão do feixe de radiação por um objeto. A função que representa a MTF é mostrada na Figura 21, onde fica evidenciado que a baixas frequências espaciais do sinal, o sistema consegue reproduzi-las sem problema, e à medida que a frequência aumenta, o valor da MTF decresce até zero, significando que a frequência do sinal é tão elevada que o sistema não é capaz de fazer reproduções. [2,4,11,36]

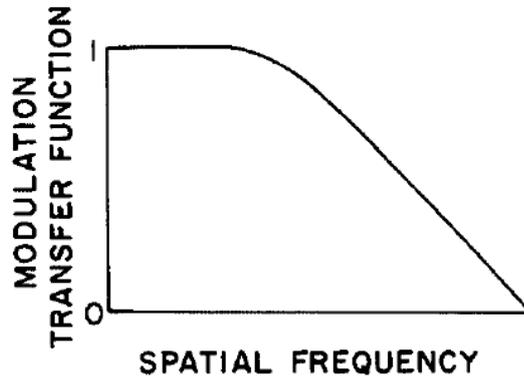


Figura 21 – Função de transferência de modulação, de um sistema de imagem.[4]

A MTF pode ser calculada através da *line spread function* (LSF) que mede a resposta do sistema ao longo de uma linha. Aplicando diretamente o módulo da transformada de Fourier a esta função obtém-se o valor da MTF. [2,37]

Os métodos mais habituais para determinação da MTF utilizam imagens de objetos com linhas bem definidas e espaçadas entre si (Figura 22) ou então imagens de um limite (Figura 23), existindo inclusive fantasmas especialmente desenvolvidos para esse objetivo. A partir do primeiro método, a LSF é calculada diretamente, enquanto no segundo método é necessário primeiramente o cálculo da *edge spread function* (ESF), através da análise do limite e por aplicação da transformada de Radon, e depois por diferenciação, a LSF. Além destes existem ainda outros métodos alternativos descritos na literatura para medição da MTF com resultados comprovados. [37–43]

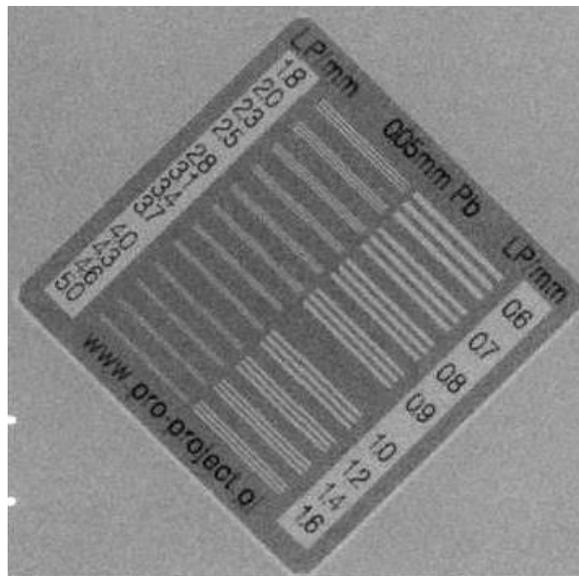


Figura 22 – Imagem de raios-X do fantoma Prodigy para cálculo da LSF.

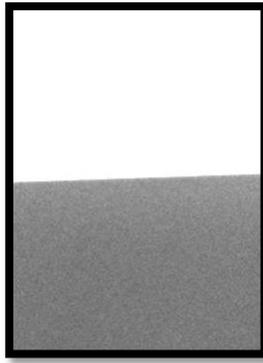


Figura 23 – Exemplo de imagem de um limite para determinação da ESF.

O valor da MTF está dependente de diversas variáveis, como a geometria do sistema (tamanho e forma do foco, fator de ampliação), configuração e composição do tipo de detetor usado, tamanho do pixel ou até o tempo de resposta. Daí é importante a verificação de todas estas variáveis aquando do cálculo, análise e comparação dos resultados, pois estão todos relacionados e afetam o valor da MTF. Um exemplo desta dependência das diversas variáveis é dado por Monnin et al. 2007, onde são analisados três detetores de CR para mamografia, obtendo-se, para uma MTF de 10%, valores aproximados de frequência espacial na ordem dos 7 mm^{-1} para os três equipamentos, apesar do tamanho do pixel variar nos detetores entre $44 \mu\text{m}$ e $100 \mu\text{m}$, ao contrário do que seria de esperar, pois tipicamente pixels mais pequenos representam maior MTF. [36,37,44]

A MTF, apesar de desempenhar um papel importante na caracterização da qualidade de um sistema digital de imagem, não representa por si só um parâmetro de qualidade adequado para definir totalmente um sistema, visto não ter em conta as propriedades do ruído, parâmetro que tem forte impacto na qualidade de uma imagem.

3.6. Ruído e Noise Power Spectrum

Em imagiologia, o ruído refere-se à presença de variações indesejadas na imagem que não correspondem à atenuação dos raios X depois de interagir com um objeto. Interfere particularmente com a imagem, levando à perda de detalhe, dificuldades na interpretação e visualização. A sua origem pode estar tanto nas estruturas anatómicas estudadas como também em flutuações inerentes ao equipamento durante o processo de aquisição. Ainda que inquestionáveis as influências do ruído provenientes da primeira, não são habitualmente consideradas por não estarem diretamente relacionadas com as características do detetor. Neste contexto o ruído é avaliado em imagens obtidas por exposições uniformes. [38,45,46]

O ruído em sistemas digitais ocorre principalmente devido a dois fatores: o ruído quântico proveniente da absorção de raios X que apresenta uma variação espacial aleatória devida ao número limitado de fótons que são usados para formar a imagem; o ruído eletrónico que é induzido nas diferentes fases de formação da imagem no detetor. [38,45,46]

O *Noise Power Spectrum* (NPS), também chamado de espectro de Wiener, é uma das métricas mais comuns, e considerada mais completa, para descrever as propriedades do

ruído num sistema de imagem. É definido como a variação do ruído na imagem dividido entre as várias frequências espaciais que compõem a imagem, e descreve como o sistema processa o ruído na imagem. [38,45,47]

Infelizmente a forma de analisar o NPS não é universal, existindo diferentes métodos para o fazer. As duas principais dificuldades em escolher o método correto são: uma quantidade de dados limitada influencia o cálculo, requerendo quantidades infinitas de dados para demonstrar o verdadeiro valor do NPS; a presença constante de ruído eletrónico, que apesar de poder ser reduzido, está sempre presente. Assim, devem ser usados métodos que tenham em conta estas dificuldades e que as tentem contornar. [45,47]

Um método tipicamente usado para caracterizar o NPS de um detetor de radiação é a análise bidimensional de Fourier. Este método é baseado na aquisição de imagens uniformes com a qualidade de feixe e exposição previamente estipuladas. A exposição do detetor deve ser medida com precisão pois a relação entre a exposição e ruído é uma característica importante no cálculo da DQE, como é explicado mais à frente. Depois das imagens adquiridas, estas são segmentadas em múltiplas regiões mais pequenas, sendo para cada uma delas estimado o valor do NPS pela aplicação da transformada de Fourier. É importante usar um número grande de regiões para se obter valores de NPS mais precisos. Os espetros resultantes da transformada de Fourier são então apropriadamente filtrados e normalizados para se obter o NPS bidimensional. Por fim, calculando a média ortogonal, diagonal ou radial, obtemos o espetro do NPS expresso em valores de frequência espacial. [45,47]

Num detetor digital, o fator principal que afeta o valor do NPS é a dificuldade na deteção dos raios X resultantes das interações. Esta eficiência pode ser melhorada com o uso de materiais de deteção com maior espessura e/ou número atómico. Outro fator que afeta o NPS é o ruído eletrónico criado pelas flutuações de sinal e processo de leitura. Em alguns sistemas este fator pode ser reduzido, pelo facto deste tipo de ruído apresentar um padrão típico e assim, aquando da reconstrução da imagem, é aplicado um filtro ou um *threshold* para diminuir o efeito desta variável na imagem. [38,45,47]

3.7. Detective Quantum Efficiency

A DQE é o parâmetro que descreve o efeito combinado do ruído e performance do contraste de um sistema de imagem, expresso pela forma de uma função. Esta medida de performance do detetor determina a transferência da SNR desde a entrada até à saída do detetor, sendo definida pela razão entre a SNR^2 de saída (SNR_{OUT}^2) e a SNR^2 de entrada (SNR_{IN}^2) [46,48]:

$$DQE(f) = \frac{SNR_{OUT}^2}{SNR_{IN}^2} \quad (2)$$

onde SNR_{IN}^2 corresponde ao número de fotões por unidade de área que incide no detetor, estando esta quantidade relacionada com a dose à entrada do detetor; e SNR_{OUT}^2 corresponde aos dados processados pelo detetor, provenientes dos fotões absorvidos, e que dão origem à imagem. A quantidade de dados processada pelo detetor

nunca pode ser superior à fornecida pelo raio X, e daí o valor da DQE estar sempre entre 0 e 1. Na prática o valor da DQE nunca pode ser igual a um, por duas razões: nenhum detector consegue absorver todos os fótons incidentes com 100% de eficiência, pois alguns fótons atravessam o detector sem qualquer interação enquanto outros podem ser absorvidos e reemitidos para fora do detector; existem sempre fontes de ruído a influenciar o sinal proveniente do detector, representando um impacto na DQE. [49]

Admitindo um sistema linear, e combinando os conceitos da MTF, que descreve como o sistema processa o sinal, e o NPS, que descreve como o sistema processa o ruído numa imagem, a SNR_{OUT} pode ser definida como:

$$SNR_{OUT}^2 = \frac{MTF^2(f)}{NPS(f)} \quad (3)$$

Visto que num sistema linear a SNR_{IN} é igual a \sqrt{q} , onde q representa o número de fótons por mm^2 , resulta que:

$$SNR_{IN}^2 = q \quad (4)$$

Além disso ainda se deverá considerar a exposição do detector (X) associada à medição do NPS (μGy) e o fator do ganho (G), cujo valor, num sistema linear, é considerado $G = 1$. Assim, a equação (2) para cálculo da DQE(f) converte-se em [48]:

$$DQE(f) = \frac{G \cdot X \cdot MTF^2(f)}{q \cdot NPS(f)} \quad (5)$$

Atualmente, a DQE é o método recomendado para descrever a performance de um detector. Quanto mais elevado é o seu valor, melhor são as características de SNR de um detector. [48]

A grande vantagem na DQE é que é possível fazer comparações entre diferentes tipos de detectores com um único valor, levando a que este se tenha tornado o método *standard* para avaliação da eficiência de um detector de raios X. É atualmente o parâmetro mais usado pelos fabricantes para descrever a performance do detector. [49]

A DQE assume valores distintos entre equipamentos, sendo realizados constantemente estudos de comparação entre diferentes equipamentos de forma a averiguar as diferenças existentes entre eles. Analisando alguns desses estudos a detectores digitais comuns em imagiologia [50–52], os equipamentos de CR são os que mostram valores mais reduzidos de DQE, seguidos dos detectores digitais diretos e os indiretos, variando o valor da DQE entre 0,2 e 0,5 para as baixas frequências ($0,5-1 \text{ mm}^{-1}$) e entre 0,1 e 0,2 para frequências mais elevadas ($2,5-3 \text{ mm}^{-1}$). Além disso ficou evidenciado para os equipamentos digitais diretos e indiretos o decréscimo mais acentuado da DQE com o aumento da frequência espacial, do que nos equipamentos de CR.

3.8. Standards Internacionais

Existem diversos fatores para caracterizar um detetor de raios X e formas de efetuar essas medições. Com o objetivo de normalizar os processos de caracterização dos detetores de radiação, facilitando a comparação entre diferentes equipamentos, foram criados *standards* internacionais pela *International Electrotechnical Commission* (IEC), uma organização internacional de standardização que promove a uniformização de processos.

Um dos *standards* definidos pela IEC compreende a metodologia para medição da DQE de um detetor digital de raios X, descrita no documento IEC 62220-1[53]. Este documento, considerado pertinente para a presente dissertação, é aplicável aos detetores 2D usados em radiologia, excluindo os sistemas de detetores usados em TC, mamografia e imagem dentária, compreende uma série de procedimentos a serem seguidos para medição da DQE. Para cálculo deste valor, são apontados como requisitos: espectro *standard*, geometria *standard*, medições da *kinetic energy released per unit mass* (*kerma*) do ar na superfície do detetor, determinação da quanta por área do *kerma* no ar, avaliação das características de funcionamento do detetor, determinação da MTF e NPS.[53]

É de seguida descrito como, e em que condições, obter os valores para cada um dos parâmetros.

Para o espectro *standard* é necessário especificar uma espessura para o filtro de alumínio a usar, especificar o seu *Half-Value Layer* (HVL) e a corrente do tubo de raios X. Os valores, especificados no documento IEC 61267, podem ser verificados na Tabela 1. Se for usada apenas uma qualidade de radiação (RQA), deve ser usada a RQA 5.

RADIATION QUALITY No.	Approximate X-RAY TUBE VOLTAGE kV	HALF-VALUE LAYER (HVL)	ADDITIONAL FILTRATION
		mm Al	mm Al
RQA 3	50	4,0	10,0
RQA 5	70	7,1	21,0
RQA 7	90	9,1	30,0
RQA 9	120	11,5	40,0

Tabela 1 – Qualidade da radiação e parâmetros correspondentes para obtenção de um espectro *standard* para cálculo da DQE. [53]

A geometria *standard* deve ser aplicada para as medições do *kerma* no ar, função de conversão, MTF e NPS. Deverá existir uma distância foco-detetor de 1,5 m no mínimo, ampola perpendicular ao detetor, o filtro em alumínio deve ser colocado o mais próximo possível da ampola e a zona irradiada deve ser aproximadamente de 16 cm x 16 cm.

A medição do *kerma* no ar é feita à superfície do detetor, usando um medidor de radiação (câmara de ionização). O valor medido deve ser então convertido para quanta por unidade de área.

A função de conversão, usada para tornar linear a resposta do detetor e converter as unidades para quanta/área, é medida da seguinte forma: irradiar o detetor usando a geometria e espectro *standard*; medir o *kerma* do ar em cada exposição e fazer a

conversão para quanta por área; representar graficamente a média da exposição de uma ROI 100 x 100 pixéis e a quanta por área. A curva dada pelo gráfico corresponde à função de conversão.

A MTF é calculada através do estudo da resposta do detetor a um limite. É usada uma placa de tungsténio com um limite preciso e rodeado de chumbo (Figura 24). Isto é usado para simular uma aproximação ao limite infinitamente longo. É analisada uma área com cerca de 50 mm. O objeto é então colocado em cima do detetor com uma angulação entre 1-3 graus. É realizada a imagem usando a geometria e o espectro *standard* e depois é aplicada a função de conversão à imagem para linearização. De seguida é determinada a *Edge Spread Function* (ESF), que por sua vez é diferenciada para determinar a LSF, de onde, através da aplicação da transformada de Fourier, é calculada a MTF.

O NPS é obtido pela aquisição de imagens usando a geometria e o espectro *standard*, e sem objetos de teste. O número de imagens obtidas deve corresponder no mínimo a 4 milhões de pixéis independentes para serem usados na análise. As imagens são convertidas para quanta por área pela aplicação da função de conversão, e é usada uma ROI de 125 mm x 125 mm para análise. Cada ROI é então subdividida em regiões de 256 x 256 pixéis e para cada uma é calculada a transformada de Fourier 2D. A média de todas as transformadas corresponde à NPS.

Por fim, a DQE pode ser calculada pela aplicação da equação (5) descrita na secção anterior.

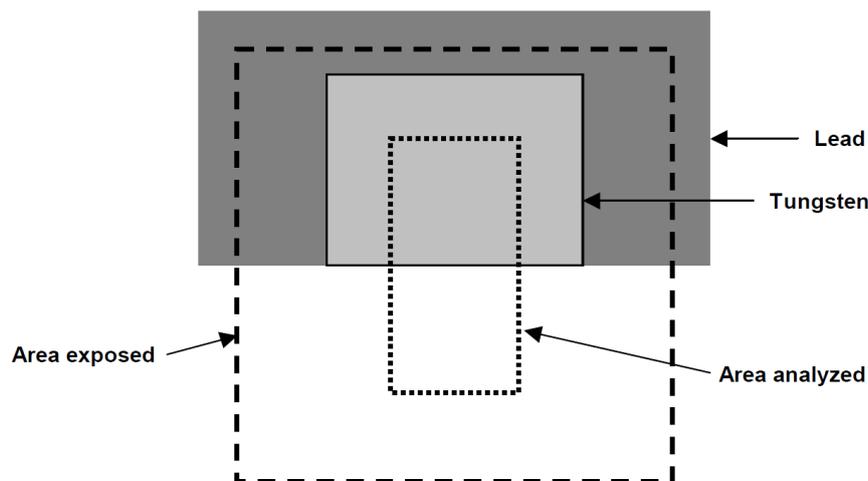


Figura 24 – Esquema do método usado para medição da MTF. [53]

Além deste *standard* internacional, a IEC definiu outros *standards* para serem aplicados às diferentes modalidades de imagem médica para descrever a performance dos detetores usados, como é o caso da TC, que pode ser consultado no documento IEC 61223-3-5 [33].

Apesar de tudo, os detetores de contagem de fóton único, onde se incluem os MPGD, como foram recentemente introduzidos em imagem médica, não contam ainda com *standards* para aferir a sua performance. Seria então de todo o interesse, e com base nos *standards* de caracterização já existentes para as restantes modalidades de detetores, desenvolver um método válido de caracterização dos diferentes fatores que demonstram a performance do MPGD, sendo este um foco futuro deste trabalho.

Parte II
Procedimento Experimental

4. Materiais e Métodos

4.1. Desenho do estudo

O estudo é do tipo experimental, de nível IV, visto que a aquisição, tratamento e avaliação dos dados é aleatória. Quanto ao seguimento do estudo, é transversal pois as imagens são adquiridas num momento apenas, não sendo repetido o procedimento novamente. Quanto à direção temporal, trata-se de um estudo prospetivo, uma vez que o investigador planeia os métodos de avaliação sem que os dados tenham sido recolhidos anteriormente. [54]

4.2. Local

A análise das características de desempenho do detetor foi efetuada no laboratório do grupo DRIM do I3N sediado no Complexo Interdisciplinar de Ciências Físicas Aplicadas à Nanotecnologia e à Oceanografia (CICFANO) da Universidade de Aveiro, situado na cidade de Aveiro, durante o período compreendido entre Outubro e Dezembro de 2015.

4.3. Equipamento e material

Para efetuar este estudo foi necessário o MPGD THCOBRA, um sistema isolado para circulação do gás, fontes de alta tensão para criação de potenciais elétricos para o detetor, fontes de radiação e toda a eletrónica associada à leitura e processamento de sinal.

Com a finalidade de alinhar perfeitamente os componentes (fonte de radiação e detetor), foi usado um suporte feito para essa finalidade e ainda dois lasers de linha para assegurar a centragem.

É descrito de seguida o material principal usado para efetuar a análise das características de desempenho do detetor. Outro material que tenha sido usado e não está listado de seguida, será convenientemente reportado ao longo do presente documento.

4.3.1. Detetor de radiação

O detetor usado é o MPGD THCOBRA, descrito anteriormente na secção 2.6.2, com uma área ativa de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Para otimizar o funcionamento do detetor foi ainda usado uma placa de deriva e uma THGEM, representado posteriormente na Figura 35.

4.3.2. Gás e sistema de circulação

Foi usada uma mistura gasosa de argon e metano (95% Argon/5%CH₄) a um fluxo contínuo de gás de 25 ml/min à pressão de 1 bar. O CH₄ é usado na mistura para suavizar a amplificação da avalanche de cargas que ocorre no detetor. [55]

Para assegurar a circulação do gás e evitar fugas e contaminações do exterior foi criado um sistema isolado, começando na garrafa de gás Ar/CH₄, fluindo através de um tubo até uma câmara isolada em alumínio onde se encontra o detetor e saindo novamente através de outro tubo até um recipiente com óleo onde o gás será libertado. A câmara do detetor em alumínio foi ainda testada em vácuo para assegurar o seu isolamento.

4.3.3. Fontes de radiação

Como fonte principal para a produção de raios X é usada uma ampola Oxford série 5000 *Apogee*, com um ponto focal de 35 μm , ânodo em molibdénio com uma voltagem e corrente máxima de 50 kV e 1 mA, respetivamente. Será usado um filtro em alumínio com 1 mm de espessura e um controlador para definir a voltagem e corrente desejada. O tempo de exposição será controlado pelo utilizador, ligando e desligando a ampola de raios X.

Além da ampola de raios X, recorreu-se ainda a fontes radioativas conhecidas. Foram assim usados os isótopos Cádmi-109 (^{109}Cd) com energia libertada de 22,16 keV [56] e Ferro-55 (^{55}Fe) com energia libertada de 5,90 keV [57].

4.3.4. Eletrónica associada

Como eletrónica associada para leitura e processamento do sinal do detetor, foram usados quatro pré-amplificadores, dois deles CANBERRA 2006 e os outros dois CREMAT CR-150. Cada par de pré-amplificadores destina-se a uma linha resistiva do detetor, com a função de integrar os sinais gerados por cada interação do fóton com o detetor. Estes pré-amplificadores são feitos para contadores proporcionais. [58]

Depois dos pré-amplificadores, para converter o sinal para digital, recorreu-se a um conversor analógico-digital (ADC) CAEN N1728B com quatro canais, 14 bits e 100 MHz de frequência de amostragem [59]. A fonte de alimentação usada para a THCOBRA e plano de deriva é uma CAEN N1471H com quatro canais, 8 kV/3 mA [60] e para a THGEM uma fonte CAEN N471A com dois canais, 8 kV/8 μA [61].

Para visualização do sinal foi usado um osciloscópio Tektronix DPO 2024.

Foi usado ainda um gerador de pulsos BNC Model PB-5, usado para calibração do ganho do detetor.

O sinal digital é recolhido por computador, ligado à placa ADC por USB (Universal Serial Bus), por meio do *software* TUC.

4.3.5. *Software* para processamento das imagens e cálculo dos parâmetros

Para recolha e processamento dos dados é usado o *software* TUC, que analisa o sinal recebido e organiza as diferentes interações por 32768 canais, cada um correspondendo a uma energia. Estes dados são guardados localmente em ficheiros para posterior processamento.

A reconstrução das imagens é feita pelo Radix, um programa baseado em Matlab[®] desenvolvido pelo grupo DRIM. Este programa apresenta várias funcionalidades e recursos essenciais ao tratamento e análise de imagens. Este vai utilizar os ficheiros de dados criados pelo TUC para reconstruir as imagens correspondentes, mostrando também o espectro de energias associado. As imagens resultantes podem ser analisadas diretamente no Radix através das várias ferramentas que este possui ou então serem exportadas para outros procedimentos.

Para análise dos dados e cálculo dos parâmetros das características de desempenho foram desenvolvidos *scripts* dedicados para esse fim em Matlab[®]. Foram empregadas nestes *scripts* as imagens exportadas do Radix, tendo sido cada *script* desenvolvido com base nos métodos de cálculo dos diferentes parâmetros que caracterizam o desempenho do detetor.

5. Procedimento Experimental

5.1. Montagem e otimização do sistema

O MPGD THCOBRA em causa neste trabalho opera em conjunto com um gás, sendo escolhido para este caso o Ar/CH₄. Para que este gás seja sempre o mais puro possível e para evitar contaminações, deverá estar em constante circulação num sistema fechado e sem fugas, assegurando a sua melhor performance para o funcionamento do detetor quando irradiado. Para promover este fato, desenvolveu-se uma câmara para o detetor, desenhada no *software* Solidworks[®] e construída em duralumínio.

A câmara do detetor em causa tem as dimensões de 30 x 18 x 5 cm com uma abertura num dos lados, tipo janela, de 11 x 11 cm onde irá ficar posicionado o detetor. Esta janela é tapada por uma película em Mylar[®] de 25 µm. É escolhido este material para a janela devido às suas propriedades, nomeadamente, elevada estabilidade mecânica e térmica, e elevada transmissão dos raios X [62]. Além disso, a estrutura compreende ainda duas aberturas laterais, uma em cada lado, destinadas às válvulas de controlo da entrada e saída do gás e também 6 conectores de alta tensão para aplicar potenciais ao detetor e recolherem o sinal proveniente das diferentes linhas resistivas.

Antes de colocar o detetor dentro da câmara, foi necessário assegurar de que não existiam fugas e que esta era completamente isolada. Com esse objetivo, a câmara foi submetida a vácuo (Figura 25). De forma a ser possível fazer vácuo na câmara, sem problemas, na janela onde ficará a película de Mylar[®] foi aplicada outra peça em alumínio feita à medida para esse efeito, pois a película não aguentaria elevadas pressões e iria romper, danificando assim material e causando acidentes.

Antes de submeter a câmara do detetor ao vácuo, todos os componentes foram devidamente lavados para eliminar a presença de impurezas e resíduos, não só para permitir o vácuo, mas também para que não haja contaminação do gás e outros problemas aquando do pleno funcionamento do detetor. Assim, todas as peças foram sujeitas a um cuidadoso processo de limpeza, começando por uma lavagem com detergente e água, seguido de um banho de água destilada, outro de isopropanol e por fim de acetona. Depois de lavadas, as peças foram colocadas numa estufa a 40°C, durante um período de 24 horas. [63]

Com os componentes todos lavados, procedeu-se à montagem da câmara do detetor em alumínio, num ambiente limpo e usando luvas para a manter o mais limpa possível.

Para se obter o vácuo dentro da câmara, recorreu-se a uma bomba de vácuo (Figura 25), com o objetivo de alcançar uma pressão mínima na ordem dos 1×10^{-4} mbar. Foram necessárias várias correções e ajustes aos componentes da câmara de modo a corrigir as eventuais fugas dentro dela que não permitiam obter este valor. Para auxiliar na localização das fugas aplicaram-se pequenas quantidades de isopropanol no exterior da câmara, em locais propícios ao aparecimento de fugas como conectores ou limites entre peças. Na eminência de uma fenda, o isopropanol é absorvido rapidamente para o interior da câmara do detetor causando variações da pressão dentro do sistema.



Figura 25 – Sistema de vácuo ligado à câmara do detetor (esquerda) e pormenor da bomba de vácuo usada (direita).

Na primeira tentativa obteve-se uma pressão de $5,1 \times 10^{-2}$ mbar, na segunda tentativa $2,3 \times 10^{-3}$ mbar e na terceira tentativa $1,3 \times 10^{-4}$ mbar. As fendas encontradas foram todas eliminadas gradualmente, procedendo-se a um aperto dos parafusos e a aplicação de cola Tra-Duct (não condutora) envolvendo componentes como conectores, promovendo desta forma ao isolamento da câmara.

O valor de pressão $1,3 \times 10^{-4}$ mbar alcançado dentro da câmara é considerado um vácuo razoável para o funcionamento pleno do detetor, que irá operar à pressão de 1 bar, com a probabilidade mínima de existirem contaminações do gás quando estiver em circulação.

Procedeu-se de seguida à aplicação da película de $25 \mu\text{m}$ em Mylar® na janela da câmara do detetor (Figura 26). Para tal foi cortada uma porção deste material à medida desejada e devidamente aplicada na janela da câmara do detetor com auxílio de cola Tra-Duct, deixando-a de seguida dentro da estufa durante 48 horas a 36°C com um peso plano em cima para assegurar a distribuição uniforme da cola. É importante salientar que o Mylar® usado neste caso tem uma camada condutora numa das faces, devendo esta ficar voltada para o interior da estrutura permitindo o correto funcionamento do detetor. Para verificar a face condutora antes da aplicação do Mylar® na janela da câmara do detetor, foi usado um multímetro.



Figura 26 – Película de Mylar® colada na janela da câmara do detetor.

Depois da aplicação da janela, o vácuo não voltou a ser testado pois já estava garantido anteriormente e além disso também nenhum dos componentes da estrutura em alumínio sofreu alterações, garantindo o isolamento da câmara do detetor.

Com a câmara do detetor já preparada, procedeu-se à colocação da THCOBRA no seu interior e à ligação de todos os cabos das linhas resistivas correspondentes aos ânodos, cátodos e tops (Figura 27 e Figura 28). A THCOBRA ficou centrada na direção da janela da estrutura em alumínio, com 8 mm de distância entre elas, e fixa por um suporte implementado dentro da câmara. As linhas resistivas dos tops ficaram voltadas para a janela, enquanto os ânodos e cátodos ficaram voltados para a parte posterior da câmara do detetor. É ainda de salientar a orientação das linhas resistivas, facto que será relevante aquando da análise das características de desempenho, encontrando-se as linhas correspondentes aos tops, na vertical, e a fita resistiva correspondente no topo superior da estrutura, e as linhas correspondentes aos ânodos, na horizontal, com a fita resistiva correspondente na lateral direita da estrutura, tal como evidenciado pela Figura 27 e Figura 28.

Posto isto, voltou-se a fechar a câmara do detetor, procedendo-se à sua acoplagem ao sistema de circulação do gás conforme pode ser observado na Figura 31.

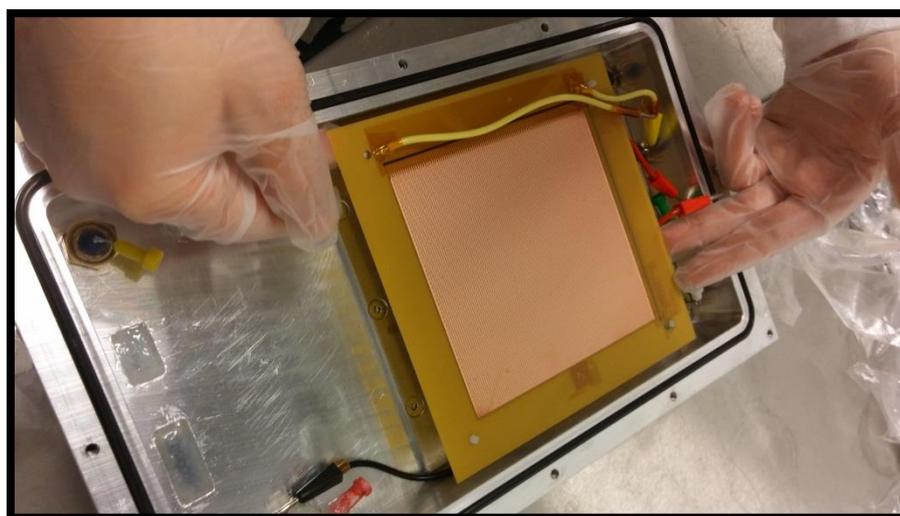


Figura 27 – Colocação do MPGD THCOBRA dentro da estrutura.

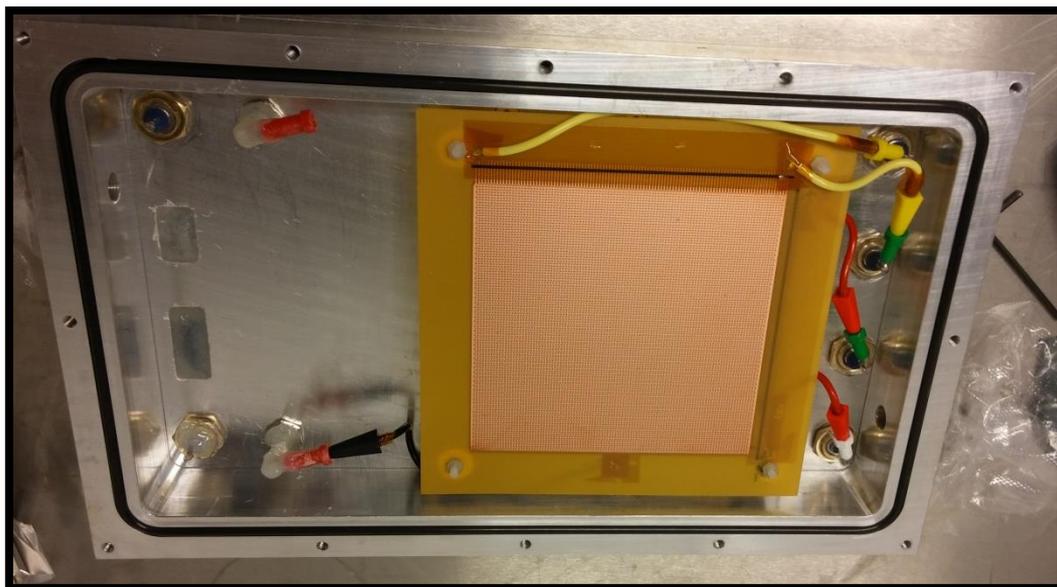


Figura 28 – MPGD THCOBRA instalado na estrutura em alumínio. Os conectores amarelos correspondem aos tops, os vermelhos aos ânodos e o preto aos cátodos.

O sistema de circulação do gás (Figura 29) compreende a garrafa de gás de onde é proveniente o Ar/CH_4 (95/5), uma válvula de controlo de fluxo de gás (fluxómetro) que controla constantemente a quantidade de gás libertada para o sistema, um conjunto de tubos que permitem a circulação e um recipiente com óleo de bomba de vácuo onde o gás é libertado (Figura 30). A razão para o uso de óleo de bomba de vácuo na saída do gás do sistema está na sua elevada viscosidade. Portanto, esta propriedade do óleo permite a saída do Ar/CH_4 evitando o seu refluxo para o interior da câmara do detetor e não permitindo também a entrada de ar atmosférico para o sistema.

É de salientar ainda a importância do fluxo contínuo de gás para a boa performance da THCOBRA em causa, assegurando desta forma a expulsão de impurezas que possam estar no interior da câmara do detetor e evitando ao mesmo tempo a entrada de ar atmosférico ou outras impurezas exteriores. O fluxo contínuo permite a entrada constante de gás puro, assegurando a máxima performance do detetor nesta valência.

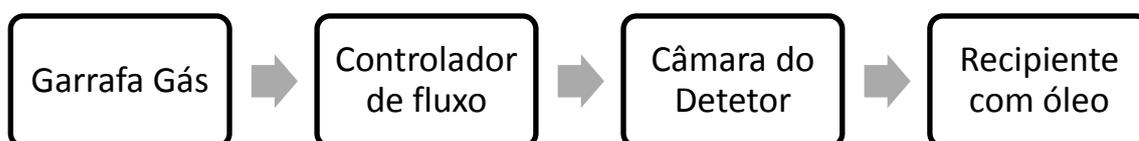


Figura 29 – Esquema de fluxo do gás Ar/CH_4 (95/5) pelo sistema.



Figura 30 – Recipiente com óleo onde é libertado o gás proveniente da câmara do detetor que contém o MPGD THCOBRA.

Depois de ligar corretamente todos os componentes e verificar que o gás estava a fluir sem problemas, deixou-se o sistema em repouso durante 48 horas com um fluxo de gás de 20 ml/min (Figura 31).

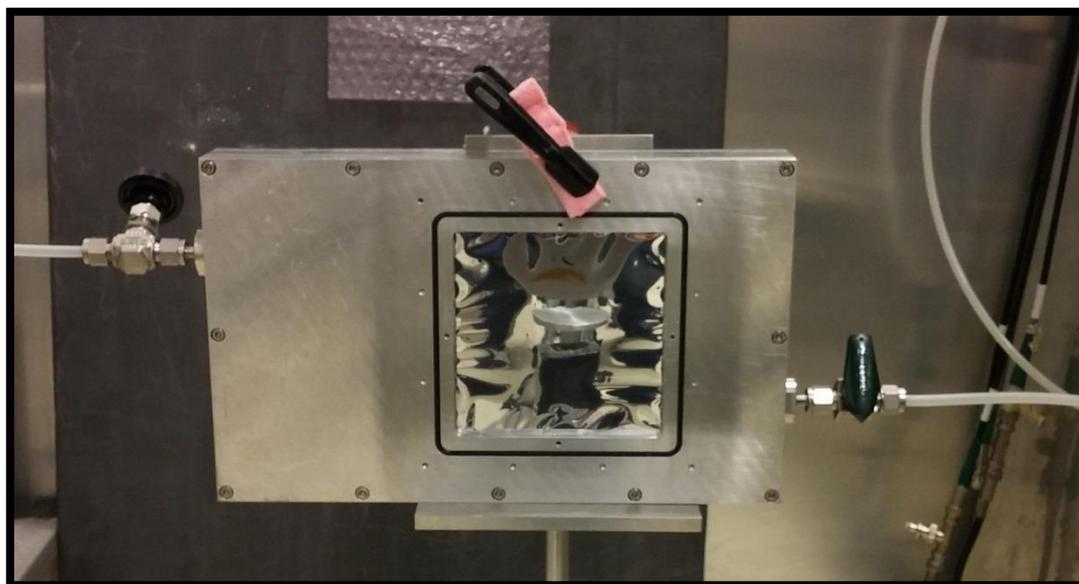


Figura 31 – Câmara do detetor ligada ao sistema de circulação de gás.

Com o sistema operacional e pronto a funcionar, procedeu-se à montagem dos elementos que constituem a eletrónica. Ligaram-se assim os 4 pré-amplificadores, dois deles aos tops e outros dois aos ânodos (Figura 32). Os cátodos não necessitam de um pré-amplificador, sendo ligados apenas à fonte de alta tensão. Cada pré-amplificador está ligado a um cabo de alimentação, um cabo de alta tensão e um cabo de transferência de sinal que conduz o sinal desde o pré-amplificador até ao ADC. O ADC

por sua vez faz a conversão do sinal de analógico para digital e envia por cabo USB o sinal para o computador, podendo também estar ligado em simultâneo com um osciloscópio para visualização do sinal. Estes componentes, nomeadamente as fontes de alimentação e a placa ADC, podem ser visualizados na Figura 33.

Visto que estes equipamentos induzem sempre ruído eletrónico ao sinal, foi necessário reduzir ao máximo a sua influência usando diferentes métodos como a definição de *thresholds* na leitura do sinal, reduzindo a influência do ruído que apresenta tipicamente valores de amplitude mais reduzidas que o sinal, ou a aplicação de folha de alumínio entre pré-amplificadores e conectores, isolando-os de interferências que estão na origem de ruído.

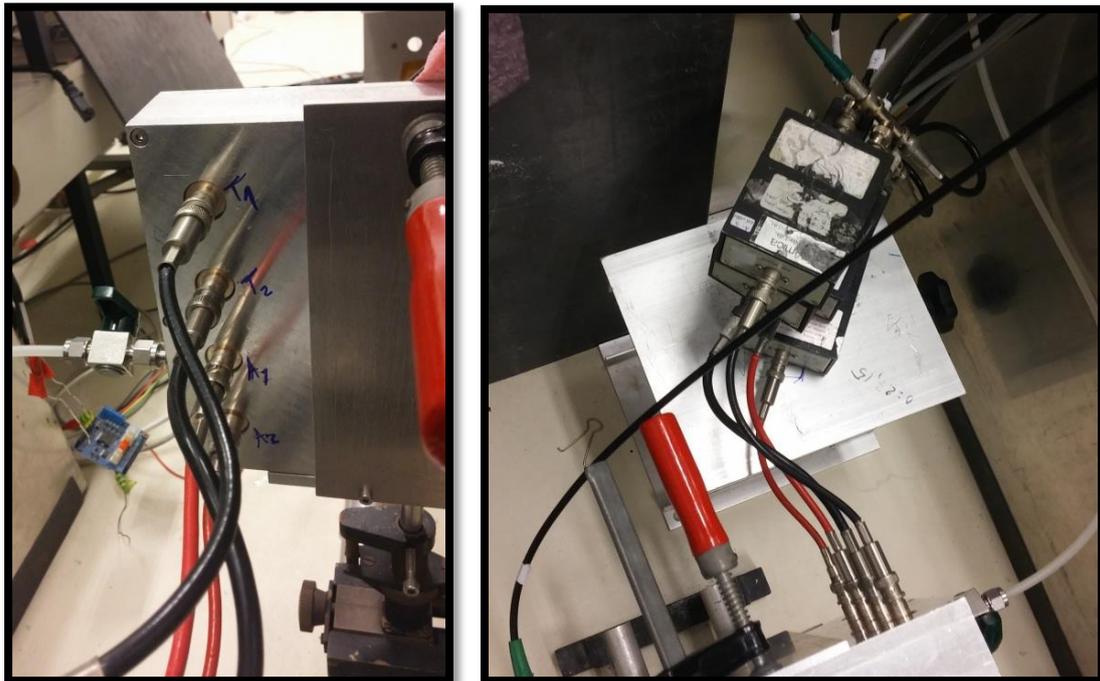


Figura 32 – Ligação dos pré-amplificadores à estrutura. T1 e T2 correspondem aos tops e A1 e A2 aos ânodos. Os pré-amplificadores (imagem da direita) foram revestidos por uma folha de alumínio para diminuir o ruído causado por interferências de sinal.

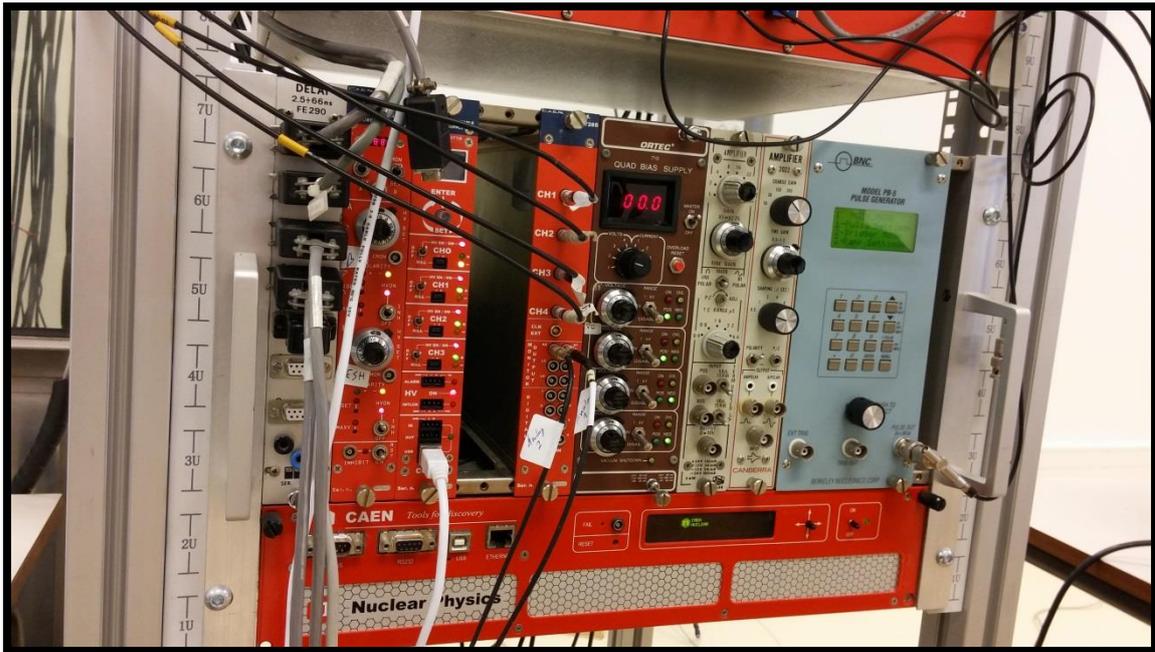


Figura 33 – Eletrônica associada ao detetor. É possível observar, da esquerda para a direita da imagem, a fonte de alimentação dos pré-amplificadores, fonte de alimentação da THGEM, fonte de alimentação do MPGD THCOBRA e a placa ADC. Do lado direito é ainda possível observar o gerador de pulsos usado mais a frente para calibração do ganho. Os restantes componentes não foram usados neste trabalho.

A montagem do sistema, até este ficar completamente operacional, foi uma das etapas mais dispendiosas e que levou mais tempo neste trabalho. Isto deveu-se ao constante aparecimento de problemas e imprevistos que levaram à substituição de pré-amplificadores, reparação e substituição de componentes, além do ruído eletrónico bastante persistente e difícil de reduzir.

Com o sistema todo montado, o gás a fluir e com o MPGD THCOBRA a funcionar, foi então possível começar a testar o detetor para determinar as diferenças de potencial possíveis de aplicar aos elétrodos de forma a obter-se um modo de operação tal como descrito no capítulo 2.6, mais precisamente na Figura 12, ou seja, uma zona de saturação iónica na deriva do detetor e uma zona proporcional nos furos do MPGD THCOBRA.

Para isso foram aplicadas diferenças de potencial entre os elétrodos, cada vez mais elevadas, com o objetivo de analisar o comportamento do detetor, avaliando até onde é possível operar com estabilidade e determinar o ponto de rotura, ou seja, os valores para os quais o detetor começa com descargas sucessivas pois não aguenta potenciais tão elevados.

Conjuntamente ao teste das diferenças de potencial usou-se ainda uma fonte de radiação ^{109}Cd para irradiar o detetor. Desta forma é possível visualizar a melhoria do sinal proveniente do detetor, à medida que os potenciais aumentam, estabelecendo assim um patamar de compromisso entre estabilidade do detetor e qualidade do sinal.

Com os testes iniciais não se obtiveram resultados muito satisfatórios. Quando o sinal visualizado no osciloscópio começava a ser razoável (amplitudes superiores a 50 mV), o detetor mostrava-se instável, com bastantes descargas e além disso o sinal apresentava vários espúrios. Posto isto, tentou-se resolver estes problemas de diferentes formas.

Primeiro começou-se por abrir a câmara do detetor para averiguar se haviam impurezas no interior a causar estas descargas e fez-se uma pequena limpeza. Além disso, verificaram-se todos os componentes para avaliar se estariam todos viáveis ou se havia algum danificado. Depois disto, voltou-se a testar o detetor e apesar de melhorias, as descargas continuavam a ocorrer, impossibilitando o seu funcionamento. Como medida para tentar resolver o problema, foi ligado um plano de deriva ao sistema, posicionado entre a janela da câmara e o MPGD como é visível na Figura 34. A função deste plano de deriva é aplicar um potencial negativo às vizinhanças do detetor, reduzindo assim a diferença de potencial elevada existente quando eram aplicados potenciais às linhas resistivas do MPGD THCOBRA, tornando o detetor menos propício a descargas.

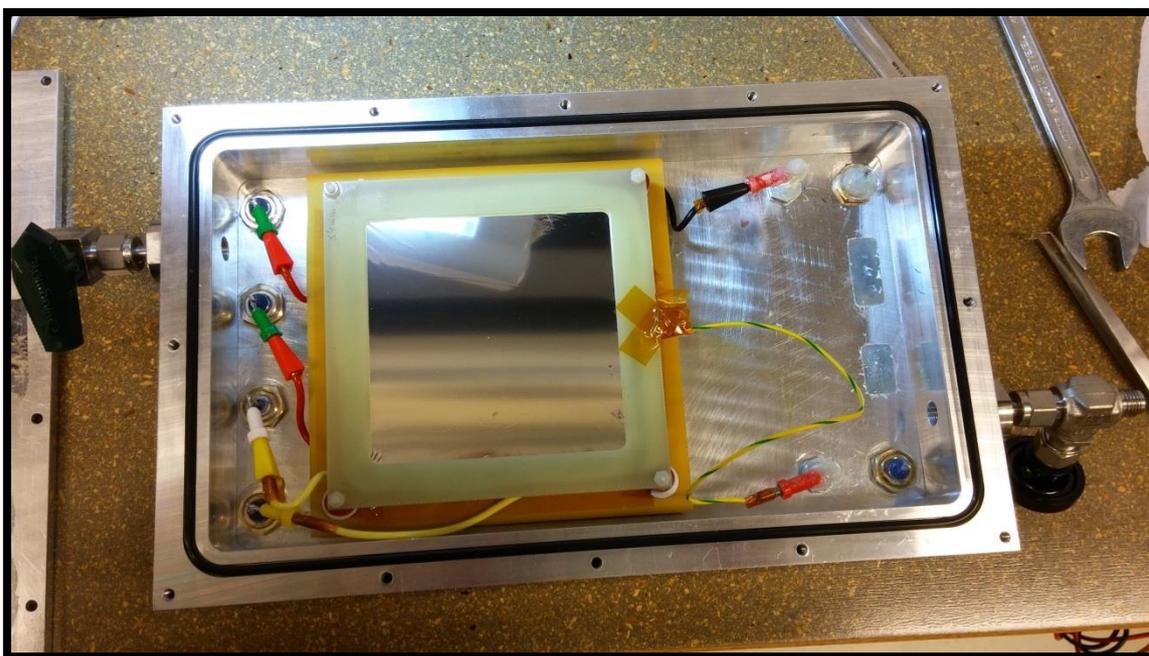


Figura 34 – Instalação do plano de deriva.

Ao analisar a forma como ocorriam as descargas, sempre entre os tops e os cátodos, resolveu-se fazer uma limpeza ao MPGD THCOBRA, pois poderia estar alguma impureza a afetar um dos furos da estrutura impossibilitando o seu correto funcionamento. Basta um dos furos estar danificado para comprometer o funcionamento completo de toda a estrutura. Para limpeza, usou-se água destilada a alta pressão e uma escova macia, tentando limpar o melhor possível os furos da estrutura, deixando depois disto na estufa durante 24 horas a 60 °C para secagem.

Estes procedimentos surtiram efeitos no detetor, tornando-o mais estável para aguentar diferenças de potencial mais elevadas, levando a uma melhoria do sinal recolhido. Com um sinal de amplitudes na ordem dos 100 mV, estavam então criadas condições para adquirir imagens de teste. Com um fluxo de gás de 25 ml/min foram adquiridas imagens com ^{109}Cd e de seguida com a ampola de raios X, com potencial de aceleração de 20 kVp e corrente de 0,005 mA. O detetor foi ligado com os seguintes potenciais nas estruturas: -100 V na deriva (Vd), 50 V nos tops (Vt), 1130 V nos cátodos (Vc) e 1380 V nos ânodos (Va), resultando numa diferença de potencial de 1080 V entre os tops e os cátodos (Vct) e 250 V entre os ânodos e cátodos (Vac).

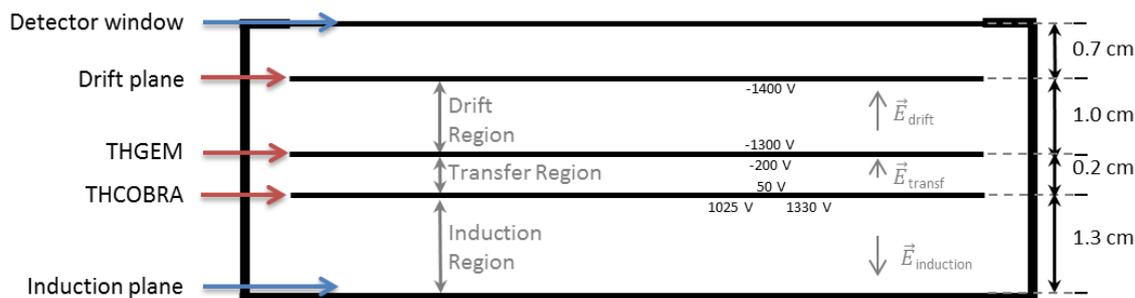


Figura 35 – Esquema da configuração final do interior da câmara do detector. São representados os diferentes componentes e ainda a polarização de cada um.

Apesar de tudo, o detector não aguentou muito tempo estes potenciais elevados, e dois dias após estar a operar nestas condições sem problemas, começou com descargas consecutivas que impediram a seu funcionamento nos valores acima referidos. Após várias tentativas, os valores máximos de diferença de potencial onde o detector se mantinha estável foram os seguintes: $V_{ct} = 1010 \text{ V}$ e $V_{ac} = 250 \text{ V}$. Estes valores, mesmo sendo bastante inferiores aos conseguidos anteriormente, permitiam a aquisição de dados, com a contrapartida de valores de amplitude de sinal mais baixas (50 mV).

Para combater o problema do fraco sinal, adicionou-se ao sistema uma THGEM com o objetivo de pré-amplificar a carga que chega ao MPGD. Assim, a THGEM, colocada entre a deriva e o MPGD (Figura 35), com potenciais negativos, provoca a primeira formação de avalanches de eletrões, resultando num número superior de cargas que chegam ao MPGD, que por sua vez multiplica as cargas mais duas vezes. A THGEM em causa é composta por duas camadas resistivas, chamadas *Top* e *Bottom*, e furos semelhantes à THCOBRA onde se dá a multiplicação de cargas pelo processo de avalanche. Esta estrutura, onde serão aplicados potenciais negativos, é alimentada diretamente por uma fonte CAEN N1471.

Conjuntamente com a THGEM foi introduzida uma caixa de filtros no sistema onde ficaram ligados os cátodos, a grelha de deriva e a THGEM. A função desta caixa de filtros é diminuir o ruído causado pela eletrónica, melhorando por sua vez a qualidade de sinal.

A implementação da THGEM veio resolver o problema do fraco sinal, permitindo a operação do MPGD nos potenciais acima referidos, com sinais de amplitude superior a 150 mV como demonstrado pela Figura 36 que mostra o sinal proveniente do detector. Foi ainda possível aumentar os potenciais para uma melhoria de sinal, achando um compromisso entre qualidade do sinal e estabilidade do detector. Depois de testar diferentes valores, os potenciais definidos para assegurar este compromisso foram (Figura 35): -1400 V na deriva, -1300 V no *top* da THGEM, -200 V no *bottom* da THGEM, 50 V nos topos do MPGD THCOBRA, 1025 V nos cátodos e 1330 V nos ânodos.

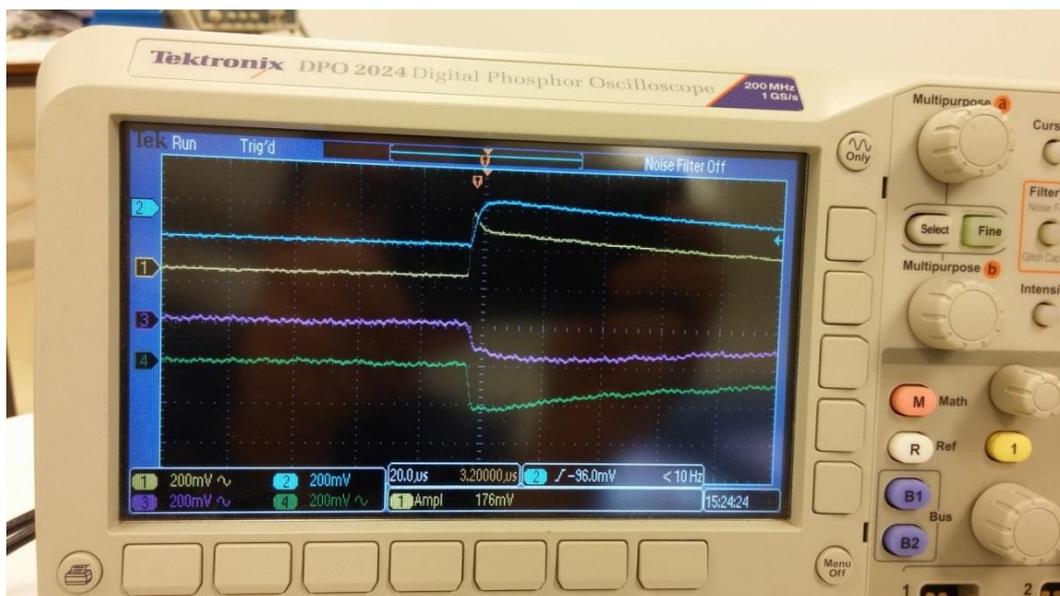


Figura 36 – Sinal recolhido pelo osciloscópio referente ao funcionamento do MPGD THCOBRA quando irradiado pela ampola de raios X. Os canais 1 e 2 correspondem aos ânodos (A1 e A2) e os canais 3 e 4 aos tops (T1 e T2).

A otimização do detetor e garantir a sua melhor performance e uma operação estável, foi o passo mais demorado deste trabalho, porém, felizmente conseguido. Tínhamos agora o MPGD com uma THCOBRA pronto para ser submetido aos processos de determinação das suas características de desempenho.

O sistema foi por fim montado definitivamente no suporte (Figura 37 e Figura 38), ligando a câmara do detetor ao sistema de circulação do gás e centrando o detetor com a ampola de raios X.

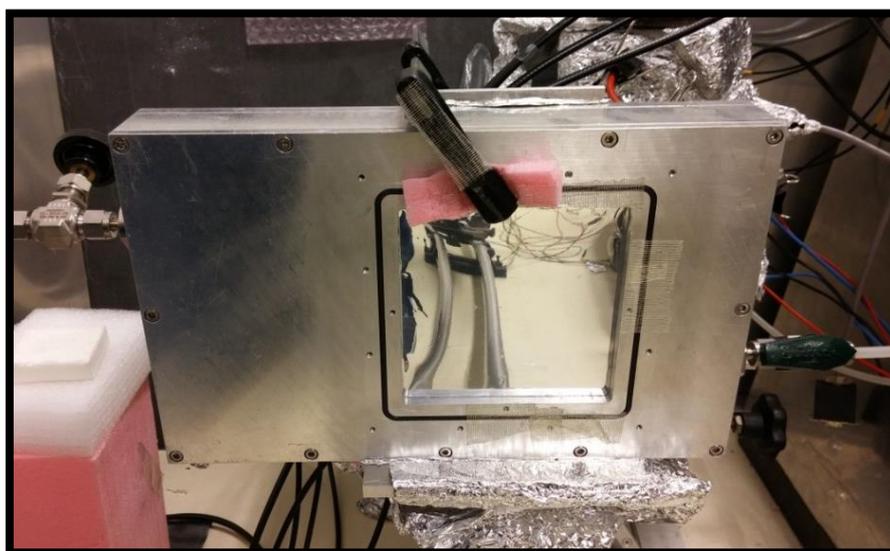


Figura 37 – Câmara do detetor montada com o MPGD THCOBRA no interior, posicionado por baixo da janela de Mylar visível.

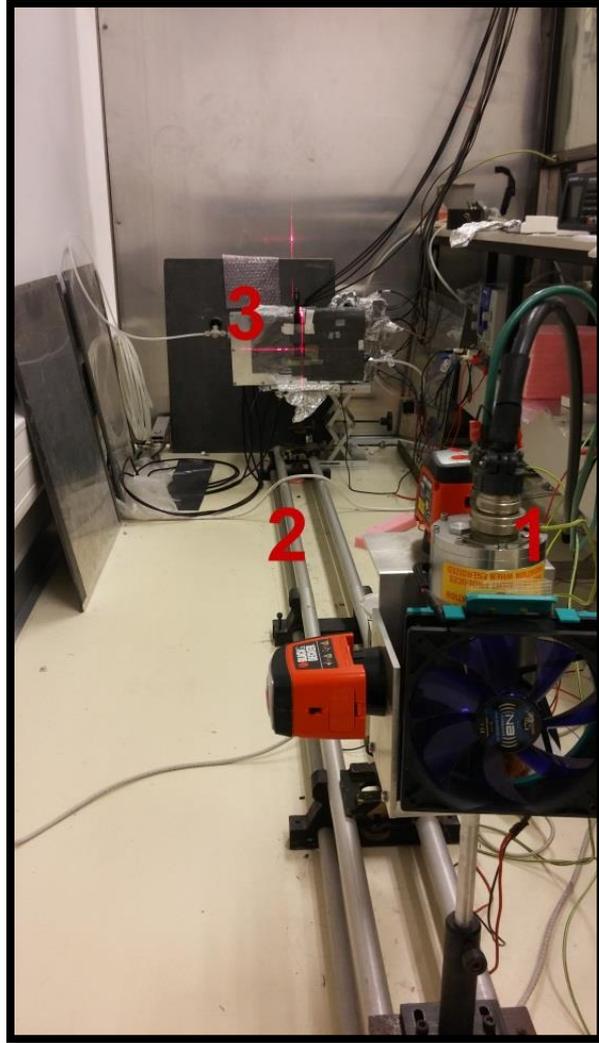


Figura 38 – Configuração *standard*. É visível a ampola de raios X (1) centrada com a câmara do detetor (3) com a ajuda do suporte (2).

5.2. Aquisição, análise e discussão dos resultados das características de desempenho do MPGD THCOBRA

Com a otimização do detetor completa e a garantia que este está a operar nas melhores condições, é possível iniciar a análise das suas características de desempenho. Para isso foram realizados procedimentos para determinar os seguintes parâmetros que caracterizam o desempenho de um detetor de radiação: resposta do detetor, uniformidade e SNR, ganho em carga, resolução em energia, MTF, NPS e DQE.

Para a realização destes testes foi estipulada a seguinte configuração *standard*: ampola e detetor centrados e a 180 cm de distância (Figura 38); potencial de aceleração de 30 kVp e 0,070 mA de corrente no tubo de raios X com um filtro em alumínio com 1 mm de espessura; -1400 V na deriva, -1300 V no *top* e -200 V no *bottom* da THGEM; Vct de 975 V e Vac de 305 V na THCOBRA; Ar/CH₄ (95% Árgon/5%CH₄) a um fluxo contínuo de gás de 25 ml/min à pressão de 1 bar.

Todas as alterações a esta configuração serão evidenciadas ao longo do trabalho.

Visto que o MPGD THCOBRA nunca foi submetido a uma análise completa de desempenho, a aquisição dos dados necessários e determinação dos diversos parâmetros foi realizada tendo como base outras análises realizadas a detetores gasosos e a detetores de radiação digitais, onde alguns dos procedimentos se encontram descritos pela IEC.

Depois de todos os dados adquiridos foi necessário proceder à sua análise e processamento. Para tal, recorreu-se principalmente ao *software* Matlab® onde se processou a maioria dos dados e se efetuou o cálculo dos parâmetros de qualidade do detetor.

Neste capítulo serão descritos os procedimentos efetuados para obter e processar todos os dados obtidos, abordando também de que forma se efetuaram os cálculos para determinação dos parâmetros de qualidade. Além disso, será feita ainda a análise e discussão dos resultados obtidos para as características que definem o desempenho do MPGD THCOBRA, nomeadamente, resposta do detetor, MTF, NPS, DQE, uniformidade, SNR, ganho em carga e resolução em energia. Será abordado cada parâmetro individualmente, referindo a forma como foram obtidos os dados para o seu cálculo, como estes foram processados e por fim, tendo como base os resultados obtidos, será feita uma análise e discussão de cada um deles, usando termos de comparação na literatura disponível.

5.2.1. Resposta do detetor: Linearidade e Função de conversão

O primeiro passo na análise destas características foi testar a necessidade de uma função de conversão, verificando a resposta do detetor, ou seja, a forma como o MPGD THCOBRA recolhe e processa os dados com base na radiação que interagiu com o gás e a quantidade de cargas que interagiram com o detetor. Para tal, foram efetuadas análises de exposição usando diferentes feixes de radiação com um dosímetro para medir a taxa de dose de radiação que atingia o detetor, e de seguida, adquiridas imagens de exposição com a utilização dos mesmos feixes de raios X. A estas imagens foi selecionada uma ROI e analisada a intensidade média dessa região. Estes dados foram relacionados com as doses medidas pelo dosímetro de forma a estabelecer um gráfico possível de analisar com a finalidade de determinar a resposta do detetor.

Foram efetuadas medições da dose de radiação com o dosímetro RaySafe Xi (Figura 39). Este foi posicionado em frente ao detetor, usando a configuração *standard* descrita anteriormente. Apenas a corrente na ampola de raios X foi alterada para as diferentes aquisições, visto ser o fator que define a dose de radiação que chega ao detetor. A câmara do detetor ficou envolta por placas de chumbo de 2 mm de espessura, ficando uma área do detetor descoberta de 11,9 mm x 11,9 mm correspondente ao centro do MPGD THCOBRA como ilustrado na Figura 40.



Figura 39 – Dosímetro RaySafe Xi. [64]

Realizaram-se medições com o dosímetro RaySafe Xi, com variação dos valores da corrente na ampola, desde 0,050 mA até 0,140 mA, aumentando este valor 0,010 mA entre cada medição, resultando no total de 10 medições da taxa de dose. Depois destas medições efetuadas, foram adquiridas as imagens correspondentes pelo detetor, desta vez sem o dosímetro, usando a mesma variação da corrente na ampola e com tempo de exposição do detetor de 30 segundos para cada aquisição.

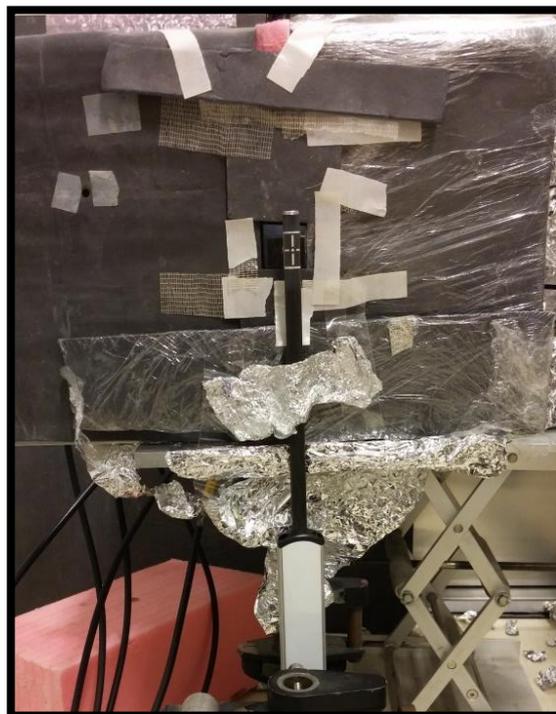


Figura 40 – Medição da taxa de dose de radiação com o dosímetro posicionado à entrada do detetor.

As imagens e os dados de exposição recolhidos do dosímetro foram tratados de forma a poder correlacionar devidamente a taxa de dose de radiação e a exposição do detetor, analisando assim a existência de linearidade do MPGD utilizando uma THCOBRA.

As imagens de exposição adquiridas foram carregadas no Matlab®, tendo sido selecionadas ROIs centrais em cada uma. Foram usadas quatro ROIs de diferentes tamanhos para cada imagem, 90 x 90, 70 x 70, 50 x 50 e 30 x 30 pixels, para assim assegurar a consistência dos valores. Em cada ROI foi calculada a intensidade média da imagem e os resultados obtidos foram representados graficamente relacionando a intensidade média e a taxa de dose de radiação medida em $\mu\text{Gy/s}$ no Gráfico 1.

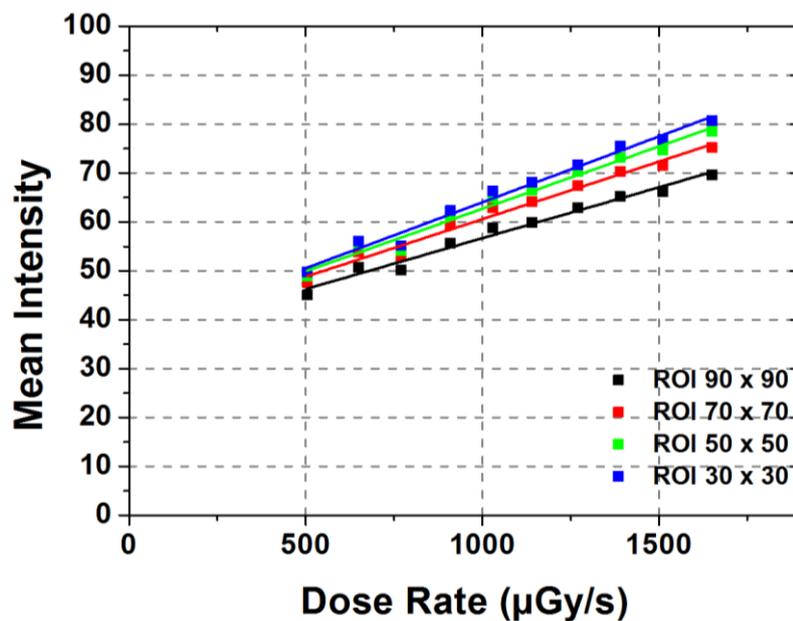


Gráfico 1 – Representação da resposta do detetor em função da taxa de dose usando quatro ROIs diferentes.

Através do Gráfico 1 foi testada a linearidade do detetor. Verificou-se que a resposta do detetor é efetivamente linear, visto que à medida que a taxa de dose de radiação que chega ao detetor aumenta, a intensidade da imagem, no mesmo intervalo de tempo, aumenta proporcionalmente. Para verificar a consistência deste resultado efetuou-se o mesmo procedimento para quatro regiões de diferentes dimensões, obtendo-se a mesma conclusão da linearidade da resposta do detetor. Em todas as regiões é verificada uma variação da intensidade média da imagem, tal como seria de esperar visto que a quantidade de pixels analisada também varia, mas apesar disso, o comportamento do detetor permanece o mesmo com o aumento da taxa de dose, mostrando claramente uma resposta linear.

A análise da resposta do detetor é essencial para o cálculo das características de desempenho, pois caso esta não fosse linear, teria de se aplicar a função de conversão correspondente nos cálculos dos parâmetros de desempenho para que a dose de radiação recebida pelo detetor correspondesse efetivamente à intensidade média da imagem. Com uma resposta linear, esta conversão não é necessária, pois a intensidade média da imagem é proporcional à dose de radiação recebida pelo MPGD baseado na THCOBRA.

5.2.2. Ganho em carga

O ganho em carga é um parâmetro importante a analisar visto que caracteriza o processo principal de operação do detetor em causa, ou seja, a multiplicação de cargas através do processo de avalanche de eletrões que ocorre quando os fotões interagem com o gás presente na zona sensível do detetor que contém o MPGD THCOBRA. Para determinação deste parâmetro efetuou-se uma calibração da eletrónica e de seguida foram adquiridos espetros de exposição com sinal dos ânodos e tops, usando uma fonte de radiação de ^{55}Fe e variando as diferenças de potencial V_{ct} e V_{ac} . Para cada espetro, correspondente a um conjunto de potenciais (V_{ct} e V_{ac}), foi ajustada uma função gaussiana e determinado o seu centroide que permitiu de seguida calcular o ganho da THCOBRA a operar em Ar/CH_4 .

Para determinar o ganho em carga do detetor, foi necessário antes de tudo, efetuar a calibração da eletrónica. Este é um passo essencial para o tratamento dos dados do ganho, pois só assim é possível saber a que canal do ADC corresponde a amplitude de um determinado impulso no detetor. O processo consiste basicamente no envio de um impulso de amplitude conhecida a um dos quatro pré-amplificadores e registar o sinal, amplitude e canal correspondente a esse impulso. Para tal foi usado um gerador de pulsos BNC Model PB-5 com um condensador de $6,8 \text{ pF} \pm 3\%$ ligado aos pré-amplificadores.

Para cada pré-amplificador foram registados sinais com impulsos com amplitudes de 5 mV, 10 mV, 20 mV e 50 mV.

O método de calibração processou-se da seguinte forma: o pulso gerado é recebido pelos pré-amplificadores que por sua vez enviam um sinal analógico à placa ADC que o converte para digital e o representa num dos 32768 canais de energia disponíveis. Para saber a carga recolhida correspondente a esse canal recorreu-se à seguinte equação:

$$C = \frac{Q}{V} \tag{6}$$

onde C corresponde à capacidade do condensador, Q à carga recolhida e V à amplitude do impulso enviado para o pré-amplificador. Visto já serem conhecidas as variáveis C ($6,8 \text{ pF} \pm 3\%$) e V (5 mV, 10 mV, 20 mV e 50 mV), foi então calculado, pela multiplicação destas duas, o valor correspondente à carga recolhida Q para cada impulso diferente.

Com estes dados foi possível relacionar o canal e a carga recolhida, demonstrando o comportamento da eletrónica para com o sinal recolhido dos ânodos e tops, definido por uma reta dada por uma equação do tipo $y = mx + b$ cujos valores associados às variáveis conhecidas estão representados no Gráfico 2. Esta reta obtida e respetivos valores representam a calibração da eletrónica e serão usados no passo seguinte da determinação do ganho da THCOBRA.

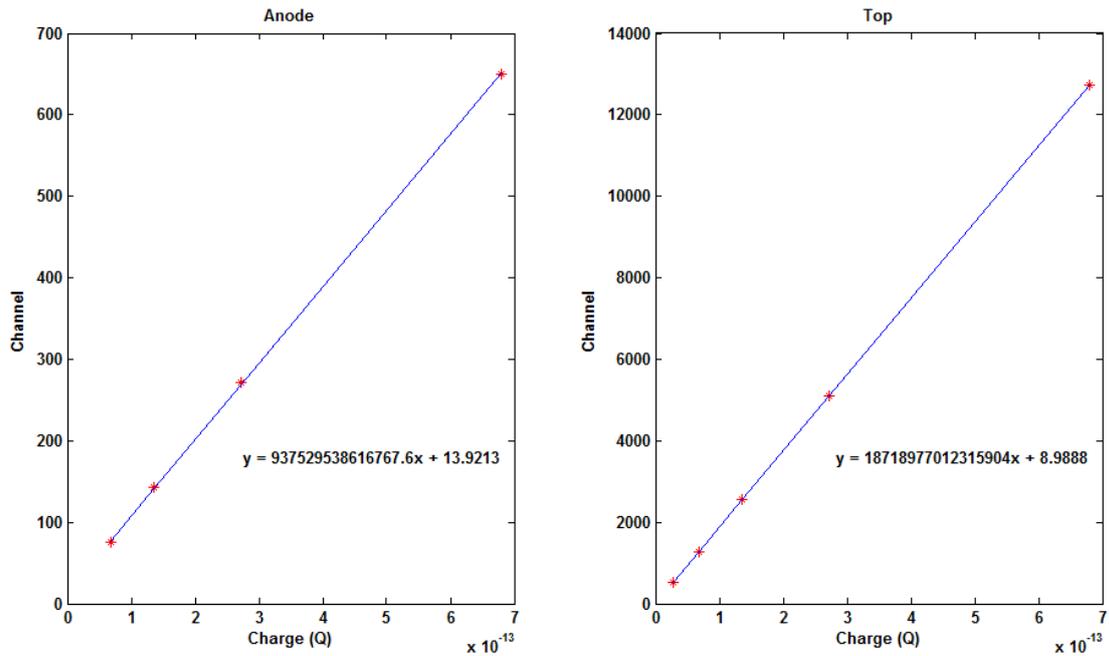


Gráfico 2 – Reta obtida da calibração do ganho para os canais eletrônicos associados (ânodos e tops).

Depois da calibração, foram de seguida efetuadas as aquisições para determinação do ganho em carga. Para isso foi usada uma fonte de radiação conhecida, neste caso escolheu-se ^{55}Fe , e um *pin-hole* (Figura 41), ou seja, um colimador de chumbo com 2 mm de espessura e um furo central de 4 mm de diâmetro. O colimador foi posicionado no centro do detetor, e a fonte de ^{55}Fe posicionada a 2 cm de distância do detetor, também centrada com o *pin-hole*.



Figura 41 – Pin-hole usado para determinação do ganho.

O estudo do ganho infere que este seja feito para diferentes potenciais, entre os tops e os cátodos (V_{ct}) e entre os cátodos e ânodos (V_{ac}), locais onde se formam as avalanches de eletrões determinantes para o ganho em carga. Adquiriram-se então os espetros de energias para as diferenças de potencial V_{ac} e V_{ct} , sendo que para o V_{ac} , variou-se apenas o valor dos ânodos, enquanto para o V_{ct} , variou-se o valor dos ânodos e cátodos de forma a manter a diferença de potencial entre eles. Foi ainda estudada a variação do V_{ac} com dois V_{ct} diferentes (975 V e 1005 V).

Foram usados os seguintes valores das diferenças de potencial para aquisição dos dados: para a aquisição com um V_{ac} de 305 V, variou-se o V_{ct} entre 895 V e 1045 V com um incremento de 10 V entre aquisições; para a aquisição com um V_{ct} de 975 V variou-se o V_{ac} entre 155 V e 575 V com um incremento de 30 V entre aquisições; para

a aquisição com um V_{ct} de 1005 V variou-se o V_{ac} entre 105 V e 545 V com um incremento de 30 V entre aquisições.

A determinação do ganho do detetor seguiu-se pela análise dos espectros dos ânodos e tops obtidos com a variação da diferença de potencial. Destes espectros é importante a medição do centroide, que representa por sua vez o canal de energia correspondente ao sinal recebido. Para isso, com ajuda do programa RADIX, foi ajustada uma função gaussiana a cada espectro, e daí efetuadas medições dos valores do centroide para os ânodos e tops.

Com os dados da calibração e espectros adquiridos é possível efetuar a determinação do ganho em carga do detetor, cujo valor é definido como a relação entre o valor da carga final (Q_f) e carga inicial (Q_i) medida pelos pré-amplificadores. [12]

A Q_i é determinada pela relação entre a energia da radiação incidente (E), que para o ^{55}Fe é de 5,90 kV, o valor W do gás Ar/CH_4 que é igual a 26 e a carga do eletrão (e^-) que corresponde a $1,602175 \times 10^{-19}$ C [12].

$$Q_i = \frac{E}{W} \times e^- \quad (7)$$

Pela aplicação da fórmula obtém-se o seguinte resultado: $Q_i = 3,635 \times 10^{-17}$ C.

A Q_f é determinada pela aplicação da equação da reta obtida na calibração (Gráfico 2). Neste caso é conhecido o valor da incógnita y que corresponde ao canal determinado pela medição do centroide dos espectros, sendo necessário determinar a incógnita x que corresponde neste caso ao valor da carga (Q_f).

Assim, o valor da Q_f para os ânodos e tops é obtido da seguinte forma:

$$Q_f = \frac{y - b}{m} \quad (8)$$

Conhecidos os valores da Q_i e Q_f , o valor do ganho para os ânodos e tops, é de seguida calculado:

$$G = \frac{Q_f}{Q_i} \quad (9)$$

Os resultados obtidos podem ser observados no Gráfico 3, Gráfico 4, Gráfico 5 e Gráfico 6, relacionando o ganho do detetor com a variação dos potenciais para os ânodos e tops.

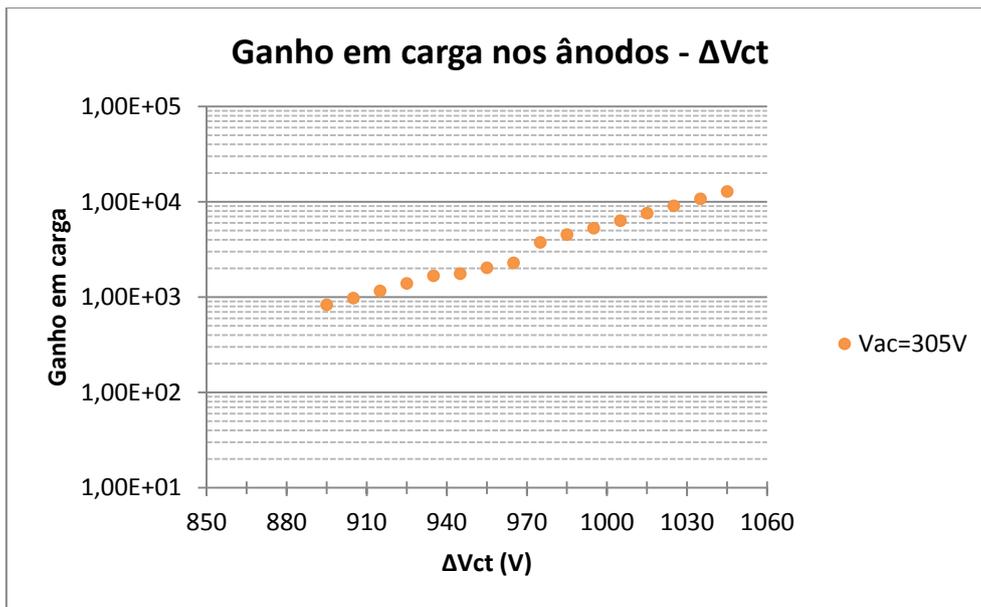


Gráfico 3 – Representação do ganho em carga nos ânodos em Ar/CH₄ (95/5) com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.

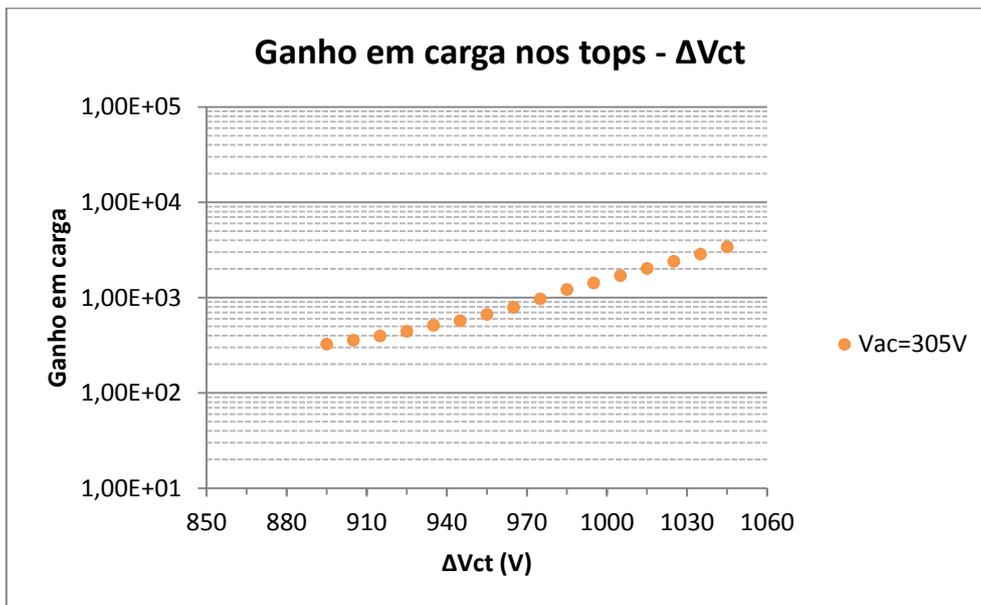


Gráfico 4 – Representação do ganho em carga nos tops em Ar/CH₄ (95/5) com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.

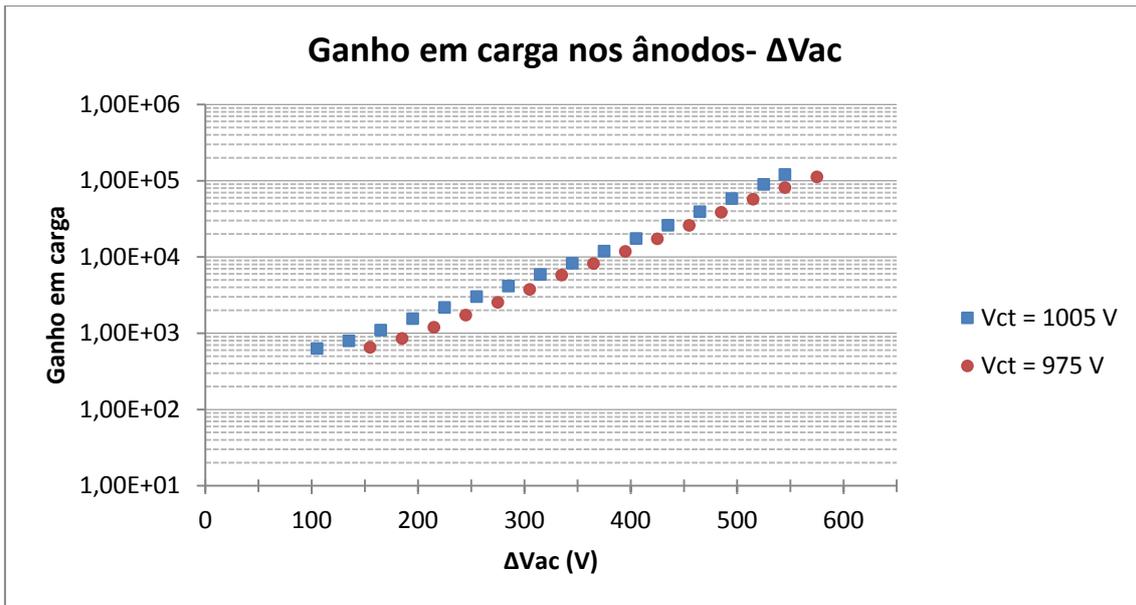


Gráfico 5 – Representação do ganho em carga nos ânodos em Ar/CH₄ (95/5) com a variação do Vac e usando valores de Vct de 1005 V e 975 V.

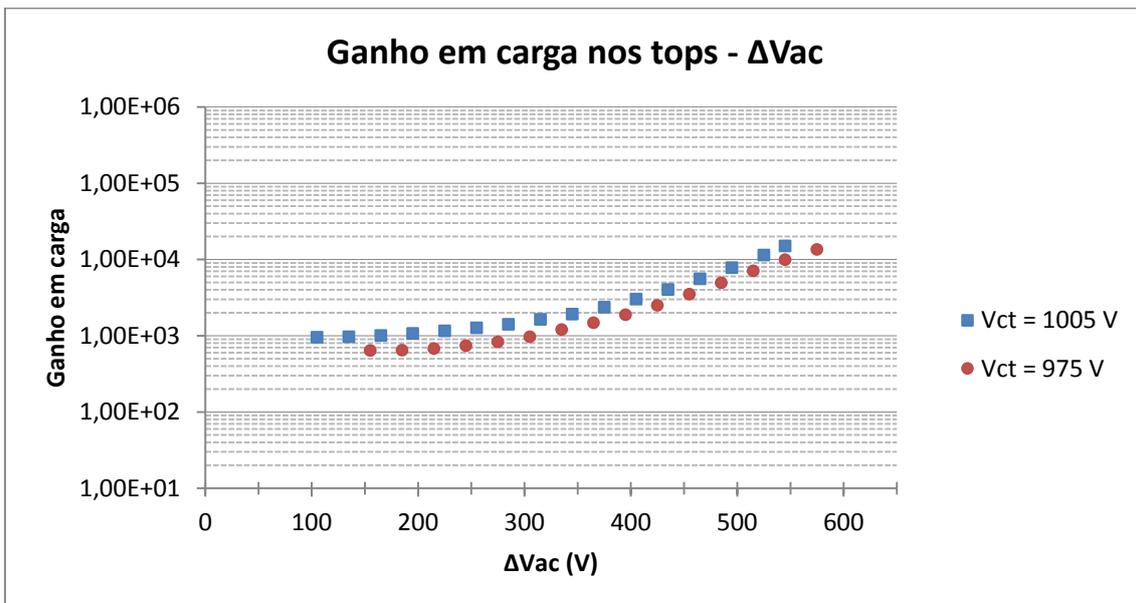


Gráfico 6 – Representação do ganho em carga nos tops em Ar/CH₄ (95/5) com a variação do Vac e usando valores de Vct de 1005 V e 975 V.

Analisando os gráficos obtidos é possível concluir que o ganho em carga nos ânodos é superior ao dos tops independentemente da variação do Vac ou Vct, aumentando proporcionalmente com o aumento destas duas diferenças de potencial. A variação do Vac mostrou ter maior influência no ganho do detetor, tanto nos ânodos como nos tops, atingindo valores máximos de ganho de 1×10^5 e 1×10^4 , respetivamente, com um Vac de 545 V. A aquisição de dados de variação do Vac com dois Vct diferentes mostrou que 30 V representam uma alteração visível no ganho do detetor, sendo que, tal como esperado, com um Vct mais elevado o ganho do detetor aumentou.

Estes valores obtidos estão de acordo com outros testes efetuados ao MPGD THCOBRA [22,23] realizados com Ne/CH₄ e mostram que o ganho com Ar/CH₄ foi superior.

5.2.3. Resolução em energia

A resolução em energia foi o parâmetro seguinte a determinar. Tal como descrito na secção 3.2, é obtida pela relação entre a FWHM e o centroide de uma função que descreve a resposta do detetor a um pulso de energia, ou seja, um espectro de energia. O centroide corresponde ao ponto onde o pico tem máxima intensidade e a FWHM à largura do pico no seu ponto médio de altura.

$$Re = \frac{FWHM}{centroide} \quad (10)$$

O seu cálculo foi feito com base nos dados adquiridos para o ganho em carga de onde se retiraram os valores da FWHM e centroide dos diferentes ajustes gaussianos aos espectros obtidos para determinação da resolução em energia.

Recorreu-se ao Radix para ajustar uma função gaussiana aos espectros e efetuar as medições da FWHM e do centroide (já obtido no cálculo do ganho em carga) em cada espectro correspondente aos ânodos e tops com diferentes valores de Vac e Vct com a fonte de radiação ⁵⁵Fe, como descrito no capítulo anterior.

Com os dados da FWHM e centroide, o cálculo da resolução em energia foi efetuado pela aplicação direta da fórmula (10). Os valores obtidos da resolução em energia do MPGD baseado na THCOBRA estão representados nos respetivos gráficos: Gráfico 7, Gráfico 8 e Gráfico 9.

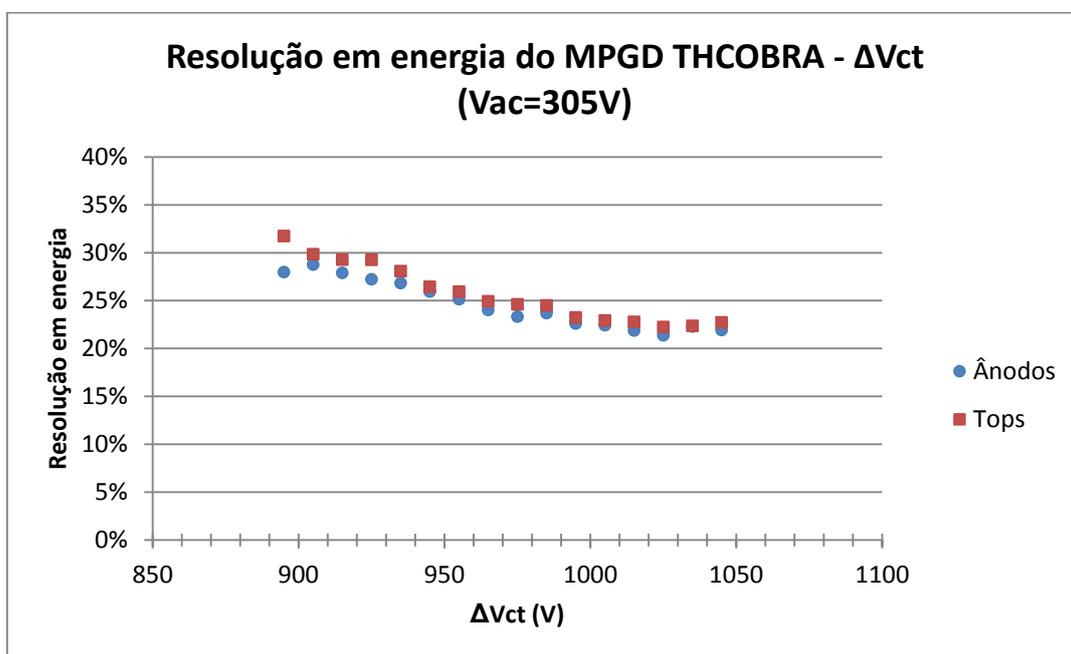


Gráfico 7 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vct e usando um Vac de 305 V.

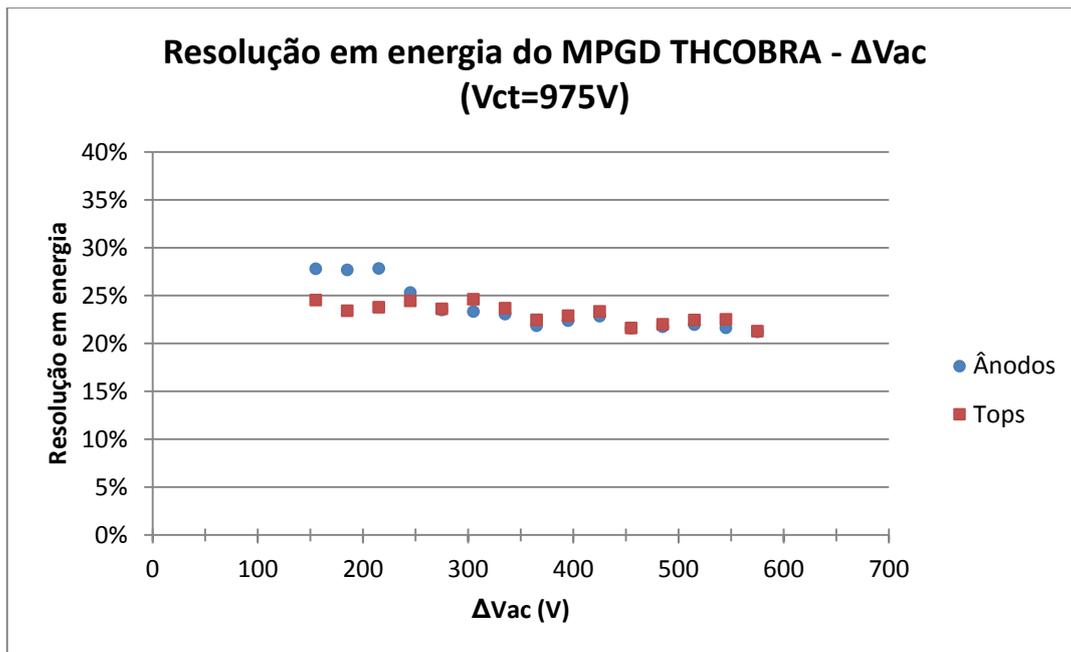


Gráfico 8 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vac e usando um Vct de 975 V.

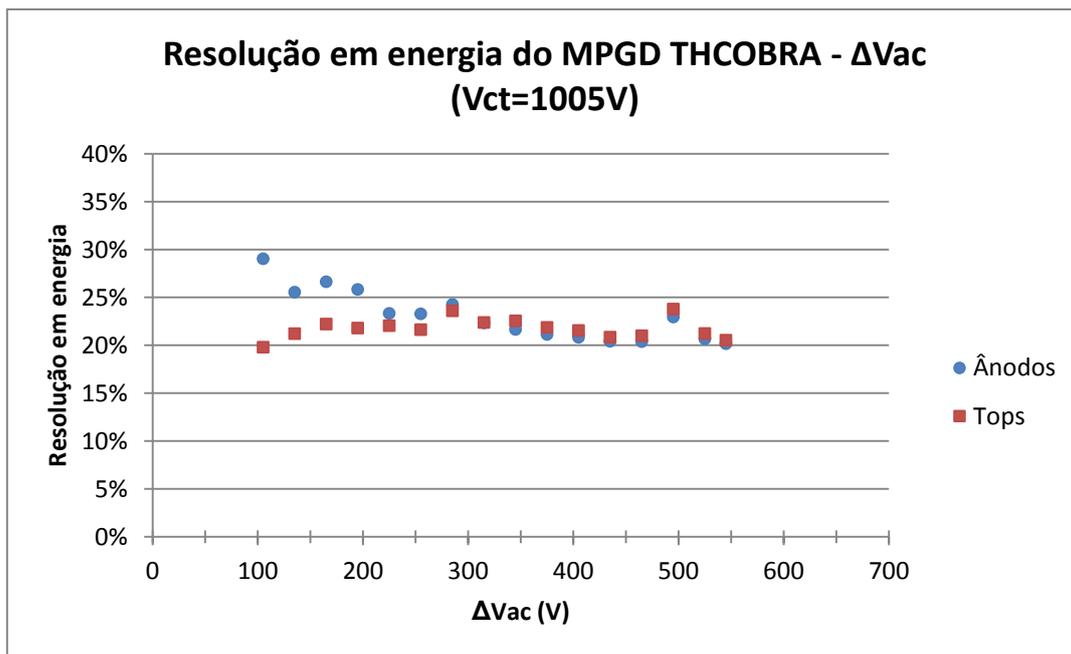


Gráfico 9 – Representação da resolução em energia nos ânodos e tops do MPGD THCOBRA com a variação do Vac e usando um Vct de 1005 V.

Os resultados obtidos no Gráfico 7, Gráfico 8 e Gráfico 9 mostram a variação da resolução em energia do MPGD THCOBRA nos ânodos e tops com o uso de diferentes Vct e Vac. É de notar que quanto mais baixo o valor em percentagem para cada diferença de potencial, melhor é a resolução em energia do detetor.

Como esperado, é evidenciada nos gráficos uma tendência de melhoria da resolução em energia à medida que se aumentam os valores de Vac e Vct, visto que também aumenta o ganho e consequentemente a SNR dos impulsos. Registou-se uma

variação na ordem dos 10%, obtendo-se valores de resolução em energia entre 30% e 20%.

Nas três aquisições não se evidenciaram diferenças significativas entre ânodos e tops, obtendo-se geralmente valores próximos para os dois, exceto a baixos potenciais de Vac (entre 100 e 250 V) onde os tops mostraram ter melhor resolução em energia comparativamente aos ânodos independentemente do Vct usado. Tal acontece pois a baixos potenciais de Vac a multiplicação de cargas na zona entre os ânodos e cátodos é inferior, resultando numa afluência mais baixa de cargas para os ânodos, levando a uma menor resolução em energia.

Comparando as duas aquisições de variação do Vac com diferentes Vct (975 V e 1005 V), a segunda com potencial mais elevado revelou melhores valores de resolução em energia, conseguindo resultados entre 20% e 25% para Vac acima dos 200 V.

Estes valores de resolução em energia estão dentro do esperado. Foram conseguidos resultados superiores a outro estudo realizado à THCOBRA em Ne/CH₄ [22], tendo superado o máximo de 22% obtido por ele, obtendo-se uma melhor resolução em energia de 20% para um Vac de 575 V e Vct de 1005 V. Não foram testados potenciais superiores pois comprometiam a estabilidade e correto funcionamento do detetor.

5.2.4. Uniformidade e SNR

O processo para determinação da uniformidade e SNR consiste na aquisição de imagens de exposição direta e análise de quão uniforme foi a sua reprodução por parte do detetor, calculando a média da intensidade e variações deste valor nas imagens. Estas duas variáveis definem a uniformidade, sendo que quanto maior for a variação da média de intensidades, menor será a uniformidade da imagem. A SNR do detetor pode ser calculada pela relação entre a média e o desvio padrão das imagens, como referido no capítulo 3.3.

Para determinar estes dados, foram necessárias imagens de exposição uniformes adquiridas pelo MPGD THCOBRA. Para tal foram usadas as mesmas imagens adquiridas para o cálculo do NPS. Estas caracterizam-se por corresponderem a uma área uniforme do detetor irradiada diretamente, ideal para o cálculo da uniformidade e SNR. O método de aquisição destas imagens é explicado com maior detalhe mais à frente, no ponto 5.2.6 relativo à determinação do NPS.

Foram adquiridas um total de 12 imagens, sendo de seguida carregadas no Matlab® onde se procedeu à seleção de uma ROI central para análise de 40 x 40 pixéis em cada imagem. Para cada ROI foi calculada a média de intensidades e o desvio padrão. Com estes dados foi calculada para cada imagem a SNR de acordo com a fórmula (1), descrita na revisão da literatura. Os resultados obtidos foram representados graficamente para análise e comparação no Gráfico 10, onde estão indicadas as SNR calculadas para cada uma das doze imagens.

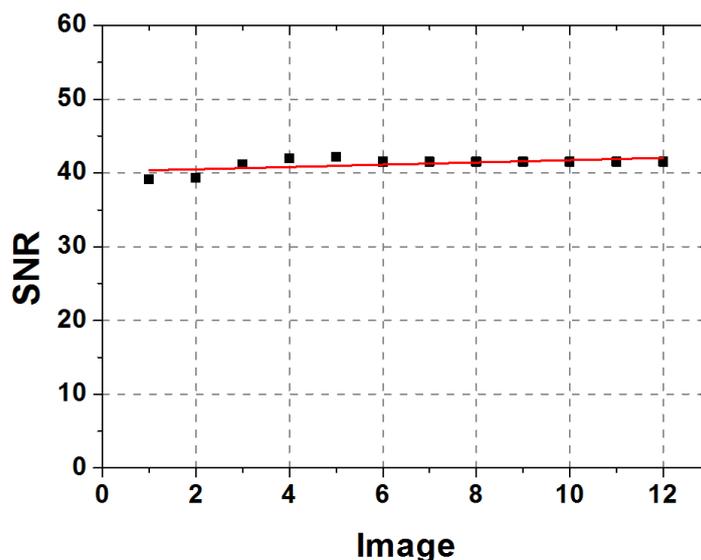


Gráfico 10 – Representação da variação da SNR nas diferentes imagens analisadas.

Da análise do gráfico é possível afirmar que a SNR é quase uniforme, sendo em média 41,5, valor assumido por seis das imagens, variando no máximo 2,5 unidades nas primeiras imagens obtidas. Esta variação deve-se à ocorrência de descargas no detetor durante a aquisição de imagem e também ao facto de o detetor ficar mais estável com o passar do tempo. A uniformidade das imagens criadas pelo MPGD THCOBRA também se revelou razoável, apresentando pouca variação dos valores de intensidade média.

5.2.5. Modulation Transfer Function

A MTF, tal como referido no capítulo 3.5, pode ser determinada através de diferentes métodos, devendo-se optar pelo que se mostra mais adequado ao detetor em causa e tendo também em conta os materiais disponíveis para se efetuar esse procedimento.

Para o MPGD THCOBRA, a determinação da MTF foi realizada tendo como base o método do *edge*, descrito pela IEC, tendo sido adaptado a este caso concreto. O método baseia-se na utilização de um material homogéneo com um limite reto e bem definido, que simule numa imagem adquirida pelo detetor um limite infinitamente longo entre uma região irradiada e uma zona onde os fotões sofreram absorção por parte deste material. Estas imagens são então processadas, procedendo-se à seleção de uma ROI correspondente às duas regiões que definem a imagem, ficando este limite, entre as zonas de maior e menor intensidade, posicionado no centro dessa ROI. Daqui, é determinada a ESF, função que demonstra a variação da intensidade dos pixéis ao longo do limite em causa. Através desta função é posteriormente calculada a LSF, que demonstra a evolução da ESF ao longo de uma linha. Aplicando a transformada de Fourier à LSF obtém-se a MTF.

Este método para determinação da MTF foi aplicado ao detetor de duas formas: o primeiro, adquirindo imagem de um limite na horizontal e outra na vertical com o objetivo de determinar a MTF, resultado que será usado para posterior cálculo da DQE; o segundo, usando um vértice como limite, para se obter na mesma imagem as duas orientações, adquirindo-se imagens com variadas diferenças de potencial, de forma a estudar a variação da MTF com o ganho do detetor.

5.2.5.1. Determinação da MTF pelo método *edge*

Para se obter os dados necessários para o cálculo da MTF, foi usada a configuração *standard*, recorrendo-se à zona central do detetor para aquisição de imagem, com uma região quadrada de 11,9 mm x 11,9 mm, sendo a restante estrutura em alumínio envolvida com chumbo de 2 mm de espessura (Figura 42). Nesta região foi colocada uma placa de cobre com 1 mm de espessura com o objetivo de simular o *edge*, posicionada no centro de modo a obter uma imagem que represente o limite entre a zona irradiada e a zona onde os fótons foram absorvidos pelo cobre. Foi usada uma angulação do limite da placa de cobre entre 1,0° e 3,0° relativamente ao eixo do detetor com o objetivo de analisar mais do que um conjunto de pixéis [48]. De forma a assegurar uma boa exposição e uma boa SNR, as imagens foram adquiridas com um tempo de exposição de 78 minutos.

Dada a natureza do detetor, foi de todo o interesse analisar a MTF na horizontal e na vertical, daí terem-se adquirido duas imagens, com o *edge* na horizontal e na vertical (Figura 43) com o objetivo de estudar as diferenças entre os tops e ânodos e se estas se refletem na resolução espacial da imagem. De acordo com a montagem do detetor e ilustrado na Figura 28, a MTF horizontal terá maior influência dos ânodos e a MTF vertical dos tops.



Figura 42 – Configuração para aquisição de imagens para cálculo da MTF.

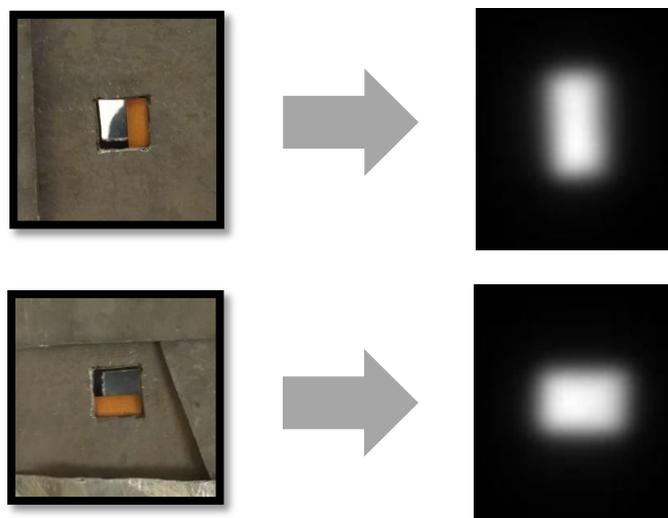


Figura 43 – Placa de cobre posicionada na vertical e horizontal, e respetivas imagens adquiridas.

O par de imagens, com o *edge* na vertical e horizontal, foi carregado no Matlab® e selecionada uma ROI central em cada imagem, 25 x 50 pixels para a vertical e 50 x 25 pixels para a imagem horizontal, representando a transição entre a zona completamente irradiada do detetor e a zona onde o feixe de radiação foi atenuado pela placa de cobre.

Para detecção do *edge* na imagem foi aplicado a cada ROI o algoritmo Canny. Este algoritmo encontra limites numa imagem por análise do máximo local do gradiente da imagem, sendo o gradiente calculado usando uma derivada de um filtro Gaussiano. O método Canny é considerado mais resistente ao ruído e mais eficiente em detetar limites em imagens do que outros métodos como Sobel ou Prewitt [65,66]. A detecção do *edge* é crucial para determinar a sua inclinação, através da aplicação da transformada de Hough, de onde se obtém o declive de uma reta definida pelo *edge*. Este dado é necessário para o cálculo seguinte da ESF.

A ESF é calculada em cada imagem pela aplicação da transformada de Radon à ROI selecionada. A transformada de Radon corresponde à projeção da intensidade da imagem ao longo de uma linha radial orientada num ângulo específico, determinado através da transformada de Hough. A derivada da ESF corresponde à LSF.

A partir da LSF é então efetuado o cálculo da MTF pela aplicação da transformada de Fourier.



Figura 44 – Método usado para determinação da MTF.

Este método, representado no esquema da Figura 44 foi aplicado às duas imagens, diferindo apenas na seleção da ROI para cada uma. Os resultados obtidos para a MTF vertical e horizontal em função da frequência espacial estão representados no Gráfico 11.

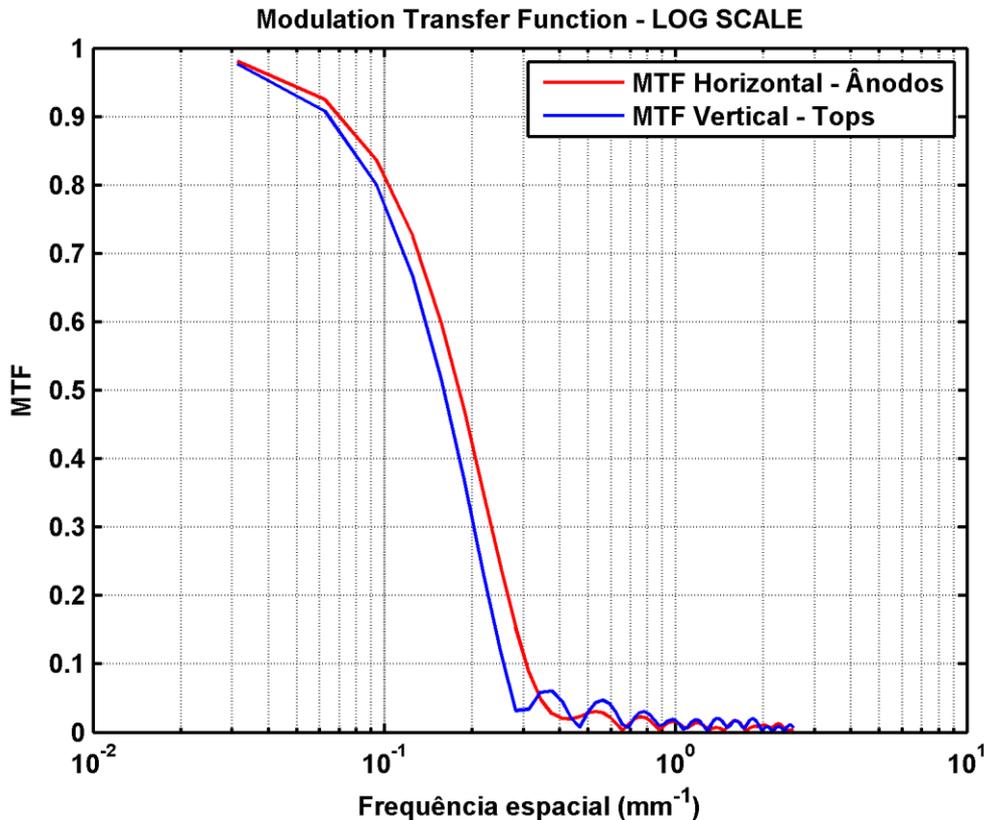


Gráfico 11 – Valor da MTF relativo a cada uma das imagens obtidas.

A partir do primeiro conjunto de imagens obtidas (Figura 43), não são esperados valores de MTF muito elevados, visto a presença visível de algum *blurring* na zona do *edge*, que influencia inevitavelmente o valor final deste parâmetro de qualidade. A presença de *blurring* é inerente ao funcionamento do detetor e ao gás usado.

Os resultados obtidos, conforme representados no Gráfico 11, correspondem ao valor da MTF na vertical e horizontal, e indicam até que valor de frequência espacial o sistema, neste caso a THCOBRA, consegue reproduzir o sinal recebido. Pela sua análise, é possível afirmar que apesar de ambos apresentarem resultados relativamente próximos, existe uma diferença clara entre as duas medições. A MTF a 70%, valor usualmente referido na literatura para comparação entre sistemas, mostra valores de frequência espacial para a MTF vertical de $0,12 \text{ mm}^{-1}$ e para a horizontal de $0,13 \text{ mm}^{-1}$. A MTF a 10%, usada também por alguns autores para comparação de dados, mostra resultados da MTF vertical de $0,26 \text{ mm}^{-1}$ e para a horizontal de $0,30 \text{ mm}^{-1}$. O valor de frequência espacial para qual a MTF atinge o primeiro mínimo corresponde para a orientação vertical a $0,28 \text{ mm}^{-1}$ e $0,40 \text{ mm}^{-1}$ para a horizontal.

Fica assim evidenciado que o MPGD THCOBRA apresenta uma resolução espacial superior na orientação horizontal, correspondente ao cálculo da posição utilizando o sinal dos ânodos, em comparação com a orientação vertical, cujo cálculo da posição recorre ao sinal proveniente dos tops.

Os valores obtidos, apesar de não serem muito satisfatórios, estão de acordo com os esperados, ou seja, são inferiores aos detetores de radiação usados em imagiologia, cujos valores de frequência espacial para a MTF a 70% rondam os 10 a 100 mm^{-1} , que representa a diferença de duas a três ordens de grandeza em comparação ao detetor em causa. [44,48,67,68]

Existem processos físicos responsáveis pela limitação da resolução espacial neste tipo de detetores, tal como descrito em [22,69,70], sendo essencialmente o ruído e o alcance do fotoeletrão (*photoelectron range*) a limitarem os resultados obtidos. Este último, que se caracteriza pela alteração do trajeto do fotoeletrão desde a interação com o gás até à deteção por parte do detetor, tem o seu efeito negativo na resolução espacial aumentado à medida que são usadas energias mais elevadas, fato que está certamente a afetar os resultados da MTF.

De forma a melhorar a MTF do MPGD THCOBRA e ultrapassar as limitações observadas é sugerido maior controlo sob o efeito do alcance do fotoeletrão e a utilização de um gás com maior número atômico, como Kriptón ou Xénon, melhorando o desempenho e eficiência do detetor neste parâmetro, reduzindo o efeito de *blurring* nas imagens.

5.2.5.2. Estudo da MTF com a variação do ganho do detetor

Além da determinação da MTF do detetor para cálculo da DQE, foram ainda adquiridas imagens com o objetivo de avaliar a MTF com a variação do ganho do detetor, usando desta vez um vértice como *edge* (Figura 45) e também diversas diferenças de potencial entre os elétrodos. Desta forma, o vértice em cobre com 2 mm de espessura permite que, na mesma imagem, seja analisada a MTF vertical e horizontal, e os diferentes potenciais permitem estudar a variação da MTF e a influência do ganho neste parâmetro de qualidade. Para aquisição dos dados foram usados os mesmos fatores referidos no procedimento anterior para cálculo da MTF, alterando apenas o tempo de aquisição, que diminuiu para 30 minutos, e variando o Vac entre cada aquisição, mantendo todos os outros parâmetros. Adquiriram-se 6 imagens no total, como a representada na Figura 45, todas no mesmo dia e nas mesmas condições, usando para as diferentes imagens os seguintes valores Vac: 245 V, 305 V, 365 V, 425 V, 485 V e 545 V.

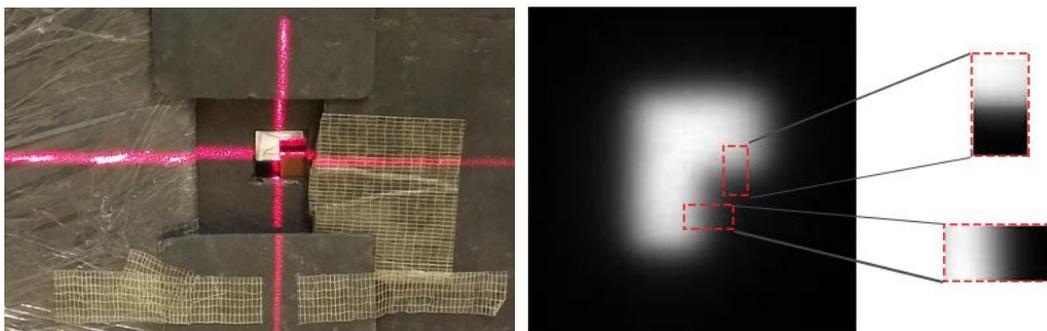


Figura 45 – Vértice de cobre usado como edge e imagem correspondente para cálculo da MTF com Vac = 305V. Estão ainda representadas as duas ROIs selecionadas para determinação da MTF vertical e horizontal.

Para este conjunto de imagens foi aplicado o mesmo método de cálculo da MTF representado no esquema da Figura 44, mas como cada imagem continha dois tipos de *edge*, o vertical e horizontal, foram selecionadas, em cada imagem, duas ROIs, com a mesma dimensão das anteriores (50 x 25 e 25 x 50 pixéis), correspondentes ao limite de intensidades entre a placa de cobre e o detetor (Figura 45).

Os resultados obtidos estão representados nos gráficos seguintes (Gráfico 12 e Gráfico 13) que representam respectivamente a MTF calculada na vertical e horizontal com uso de diferentes valores de Vac em função da frequência espacial.

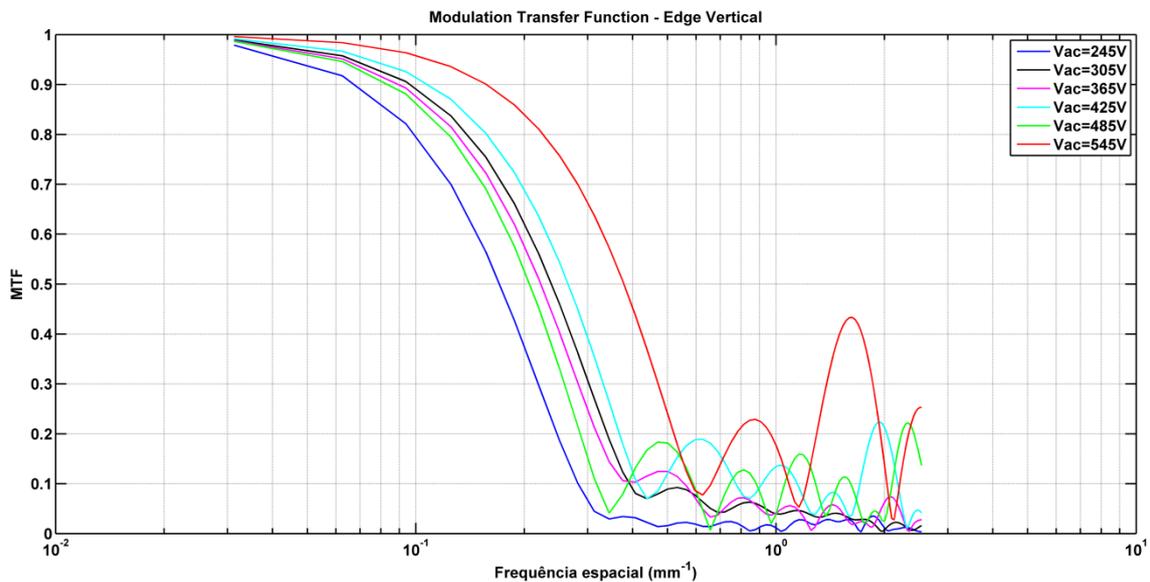


Gráfico 12 – Representação gráfica da MTF vertical usando diferentes valores de Vac. Os dados da orientação vertical correspondem aos tops da estrutura.

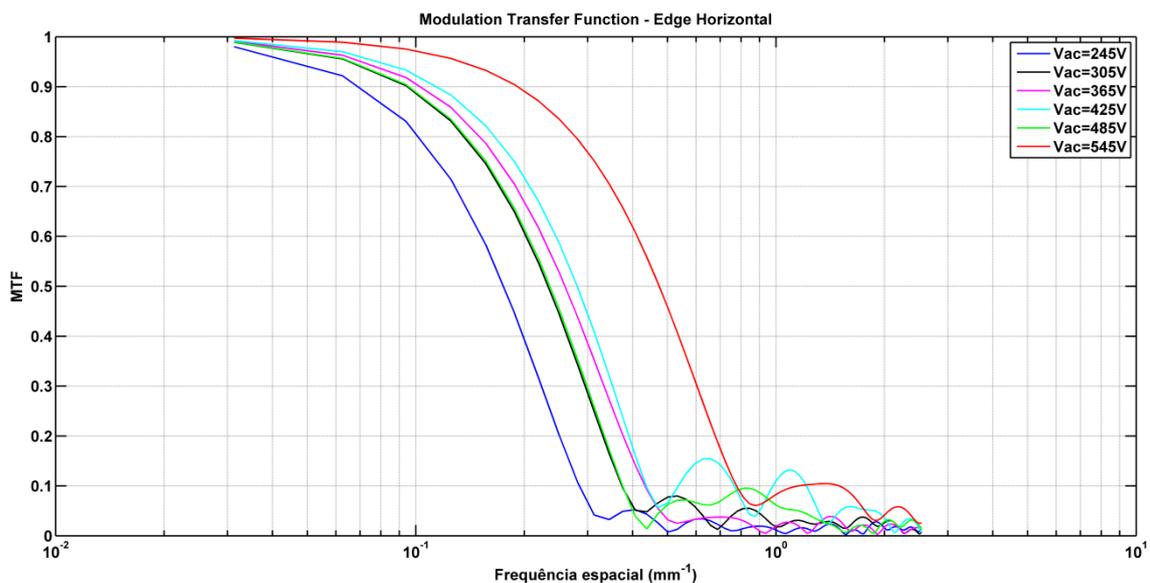


Gráfico 13 – Representação gráfica da MTF horizontal usando diferentes valores de Vac. Os dados da orientação horizontal correspondem aos ânodos da estrutura.

A MTF foi assim testada num conjunto de imagens adquiridas com diferenças de potencial distintas, nomeadamente o Vac, de forma a testar a variação da MTF com o ganho do detetor, sendo esse o principal objetivo deste segundo teste.

Pela análise dos resultados obtidos é possível afirmar que existem diferenças dos valores da MTF entre as aquisições, tanto na vertical como na horizontal, mostrando uma tendência de melhoria da resolução espacial com valores de Vac mais elevados, tal como seria de esperar, visto o ganho do detetor ser superior e portanto uma maior SNR dos impulsos, resultando numa melhor qualidade de imagem.

Analisando independentemente as duas orientações onde os cálculos da MTF foram efetuados, relativamente à horizontal é de assinalar a variação positiva da frequência espacial para a MTF a 70%, que apesar de não ser muito expressiva, é bem notada e segue a tendência de melhoria com o aumento do Vac, mostrando um aumento ainda mais elevado na última imagem avaliada com um Vac de 545 V. Apesar disso, para um Vac de 485 V, é notada uma redução da MTF, contrariamente à tendência de aumento, fato que se deve principalmente à ocorrência de descargas no detetor durante esta aquisição, que levaram à deterioração do valor da MTF para esta imagem.

Relativamente à orientação vertical a tendência de subida está também presente, não se mostrando porém tão evidente, sendo no geral inferior à orientação horizontal, e além disso, são visíveis várias oscilações a altas frequências, pouco características de um gráfico de MTF. O efeito das descargas na imagem adquirida com um Vac de 485 V está novamente evidenciado, levando à redução do valor da MTF para esta aquisição. A aquisição com um Vac de 365 V mostrou também resultados da MTF abaixo dos esperados, com valores ligeiramente inferiores à aquisição que a antecedeu, provavelmente devido a descargas.

As imagens obtidas com elevados Vac apresentam o *edge* vertical com dimensões muito reduzidas, o que dificulta o processo de cálculo da MTF. Para resolver esta questão que impedia a seleção de uma ROI, foi efetuada uma reestruturação da imagem, redimensionando-a na vertical de modo a que esta fique proporcional nas duas dimensões. O seu resultado permite a aplicação do processo para determinação da MTF, mas com uma contrapartida, pois o processo de redimensionar adiciona ruído considerável à imagem, o que causa por sua vez a degradação da MTF vertical evidenciada nos gráficos obtidos.

Concluindo, o detetor mostrou uma MTF inferior a outros detetores de radiação por transmissão usados em imagiologia, sendo assim caracterizado como tendo uma resolução espacial baixa, fato que irá afetar o cálculo da DQE. Na origem destes resultados ficou clara a influência de fatores negativos como descargas, o ruído e o alcance do fotoeletrão. Na orientação horizontal é possível discriminar frequências espaciais mais elevadas em comparação com a vertical, revelando melhor performance dos ânodos do detetor do que os tops. Por fim, ficou evidenciada a variação positiva da MTF com o aumento do Vac, indicando a melhoria da resolução espacial do detetor com ganhos superiores.

Para o cálculo da DQE serão usados os valores de MTF relativos ao primeiro conjunto de imagens.

5.2.6. Noise Power Spectrum

Após o cálculo da MTF o passo que se seguiu foi a determinação do NPS. Para tal, foi adaptado a este caso o método considerado *standard* pela IEC para outros detetores. Esse método consiste, como referenciado no capítulo 3.8, na aquisição de imagens que, depois de analisadas, correspondam a um valor mínimo de 4 milhões de pixéis, usando uma ROI de 125 mm x 125 mm e um varrimento com sub-regiões. O valor do NPS é de seguida calculado pelo somatório da média de todas as transformadas de Fourier bidimensional de cada sub-região. Como no caso do MPGD THCOBRA não é possível usar este tipo de ROI por limitação da sua dimensão (100 mm x 100 mm) e também por requisitos de tempo, adaptou-se o método em proporção para este caso.

Para aquisição das imagens recorreu-se à mesma configuração *standard* usada para calcular a MTF, com a ROI quadrada de 11,9 mm x 11,9 mm (Figura 46), mas desta vez sem o uso da placa de cobre, visto já não ser necessário o *edge*, importando apenas uma imagem de exposição o mais uniforme possível.

Foi então adquirida a primeira imagem, determinando-se de seguida que a região a analisar detinha 90 x 90 pixéis. Dividindo esta ROI em sub-regiões de 18 x 18 pixéis, sobrepondo sempre 50% de cada região na análise, cada imagem tem 100 sub-regiões, que resulta num total de 32400 pixéis por imagem. Considerando que o tamanho da ROI em causa é 10,5 vezes inferior ao da ROI considerada no método da IEC, foi estipulado que o número necessário de imagens para que, em proporção, se obtivesse um número de pixéis superior a 4 milhões, seria de doze imagens. Com este número de imagens foram obtidos um total de 388800 pixéis, que em proporção representa uma quantidade superior aos 4 milhões de pixéis requeridos pela norma da IEC.

As doze aquisições de imagem foram todas realizadas usando sempre as mesmas condições de aquisição, com 78 minutos de exposição cada, obtendo-se imagens como a representada na Figura 47.



Figura 46 – Configuração do sistema para aquisição das imagens para o NPS.

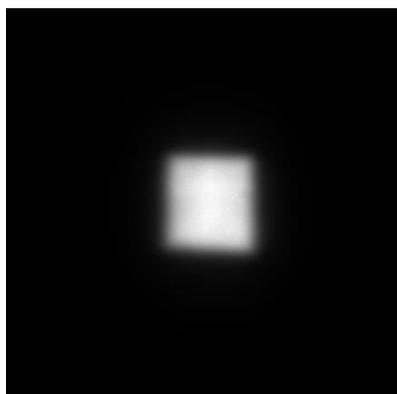


Figura 47 – Imagem adquirida para o cálculo do NPS do MPGD THCOBRA.

Depois de todas as imagens adquiridas, passou-se ao próximo passo de cálculo do NPS, usando o Matlab® para esse efeito. Com as imagens carregadas, selecionou-se em cada uma delas, a ROI central de 90 x 90 pixéis correspondente à zona do detetor irradiada. A esta ROI foi efetuado um varrimento com sub-regiões de 18 x 18 pixéis,

com sobreposição de metade deste tamanho durante o procedimento. Em cada uma destas regiões foi calculada a transformada de Fourier bidimensional, efetuando-se de seguida o somatório da média do resultado deste cálculo em todas as sub-regiões e em todas as imagens analisadas, cujo resultado corresponde ao NPS do MPGD THCOBRA. Este foi representado no Gráfico 14 em função da frequência espacial.

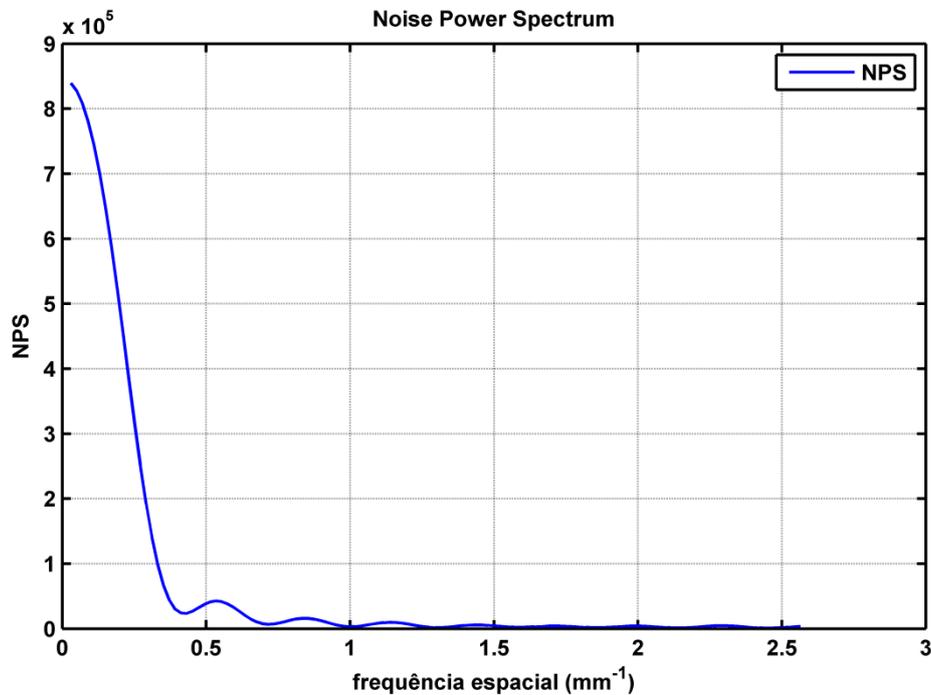


Gráfico 14 – NPS do MPGD THCOBRA.

Os resultados obtidos e representados graficamente demonstram a variação do NPS com a frequência espacial. Pela sua análise é verificado que o valor do NPS para o MPGD THCOBRA apresenta uma tendência de descida com o aumento da frequência espacial. Esta tendência é típica da maioria dos detetores de radiação, visto este parâmetro revelar menor impacto em frequências mais elevadas. São atingidos valores elevados a baixas frequências, que variam entre $8,5 \times 10^5$ e $2,3 \times 10^4$ para frequências espaciais até $0,4 \text{ mm}^{-1}$. Para frequências espaciais superiores a $0,5 \text{ mm}^{-1}$ o valor do NPS é mais reduzido, situando-se entre $4,2 \times 10^4$ e 925, mantendo a tendência de descida com o aumento da frequência espacial e atingindo este valor mínimo para a frequência espacial de $2,4 \text{ mm}^{-1}$.

Os valores de NPS obtidos para o MPGD THCOBRA são considerados elevados quando comparados com outros detetores avaliados na literatura [48,67], o que revela grande influência do ruído nas imagens e baixa eficiência na deteção de raios X. Este facto deve-se à presença constante de ruído eletrónico, que apesar de minimizado, está sempre presente e faz-se evidenciar nas imagens com elevado tempo de exposição como ocorre neste caso. Além do ruído eletrónico foi reportado que durante a aquisição das imagens, ocorriam descargas ocasionais nos elétrodos, principalmente entre os tops e os cátodos, que influenciaram os dados usados para reconstrução das imagens com valores de sinal discrepantes. Apesar de a sua frequência não ser muito elevada e de o detetor recuperar a estabilidade rapidamente, é esperado que ao longo dos 78 minutos de aquisição se faça notar esta influência nos dados das imagens adquiridas.

De forma a melhorar o NPS do detetor, é aconselhado maior controlo sob o ruído eletrónico, minimizando o seu efeito ao máximo e otimizar ainda mais o detetor para que a frequência de descargas no detetor diminua ou até desapareça, diminuindo desta forma o efeito do ruído presente nas imagens. O uso de um gás com maior número atómico poderá também aumentar a eficiência de deteção dos raios X e SNR, resultando num NPS com valores mais reduzidos.

5.2.7. Detective Quantum Efficiency

A DQE, tal como referido no capítulo 3.7, é o parâmetro que melhor define a qualidade de um detetor de radiação. Esta está dependente dos valores da MTF, NPS e dose de radiação que incide no detetor. Com a confirmação que o modo de operação do detetor é linear, a DQE foi calculada diretamente com a implementação da seguinte fórmula sugerida pela IEC:

$$DQE(f) = \frac{\Phi \cdot (MTF(f))^2}{NPS(f)} \quad (11)$$

A constante Φ , correspondente à *quanta per area*, ou seja, o número de *quanta* de raios X incidente por unidade de área. O seu valor é tipicamente indicado pela IEC como uma constante calculada para um determinado RQA (*Radiation Quality in Aluminium*) e indica a *quanta* de fotões que atinge uma determinada área em função do *air kerma*. Este valor é de seguida multiplicado pelo *air kerma* medido, obtendo-se assim a *quanta per area*. Visto não existir um RQA definido pela IEC que se adequasse ao procedimento experimental efetuado para o MPGD THCOBRA, a constante Φ foi determinada tendo como base o espectro de energias das imagens adquiridas para cálculo do NPS e a configuração *standard* definida para aquisição dos dados. Foi assim realizada uma integração dos valores do espectro de energias de cada uma das doze imagens de NPS adquiridas, cujo resultado corresponde ao número total de eventos registados pelo MPGD THCOBRA. Para fazer corresponder este resultado à *quanta* de raios X incidente, foi determinada a eficiência de deteção através do espectro de transmissão e absorção do $ArCH_4$, compensando desta forma o valor anteriormente calculado com a *quanta* de raios X incidente que não interagiu com o detetor em cada aquisição. O valor total de cada espectro foi de seguida dividido pela área do detetor irradiada ($11,9 \text{ mm}^2$), obtendo-se desta forma a *quanta per area*. Por fim foi determinada a média da *quanta per area* para as doze imagens. O resultado daqui obtido corresponde ao valor da constante $\Phi = 4,7581 \times 10^3 \text{ fotões/mm}^2$.

De seguida, os valores da MTF e NPS já calculados foram aplicados diretamente à fórmula (11), tendo sido efetuados dois cálculos para a DQE, correspondendo à orientação horizontal e vertical, usando para tal os valores da MTF correspondentes. Os resultados obtidos estão representados no Gráfico 15 e Gráfico 16, onde é relacionado o valor da DQE com a frequência espacial na horizontal e vertical, respetivamente. De forma a uniformizar os dados da DQE horizontal e vertical, foi ajustada aos resultados uma função polinomial.

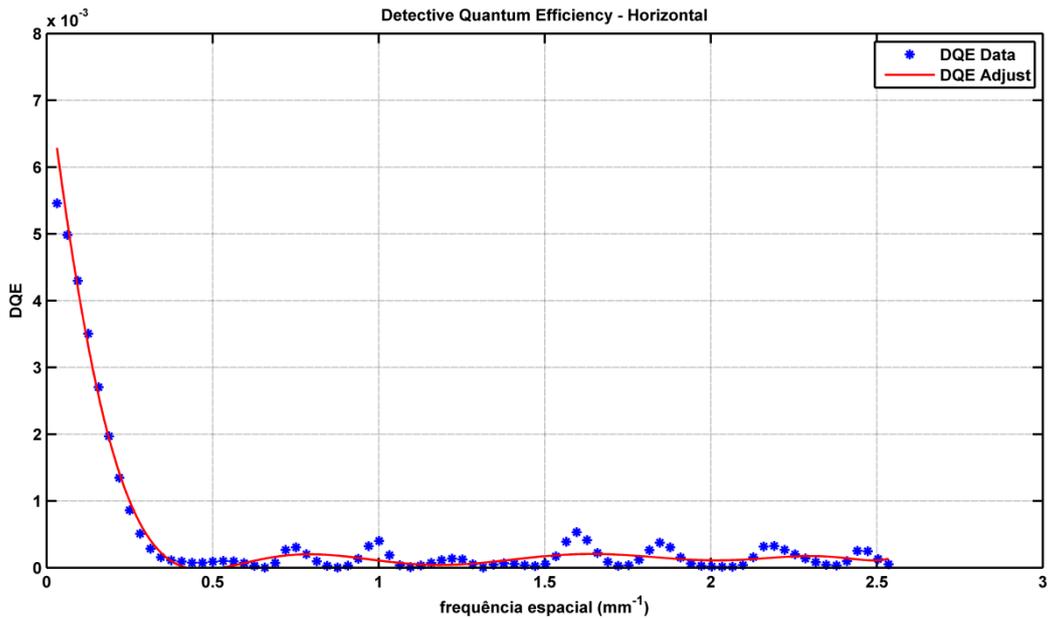


Gráfico 15 – DQE horizontal do MPGD THCOBRA ajustada com uma função polinomial.

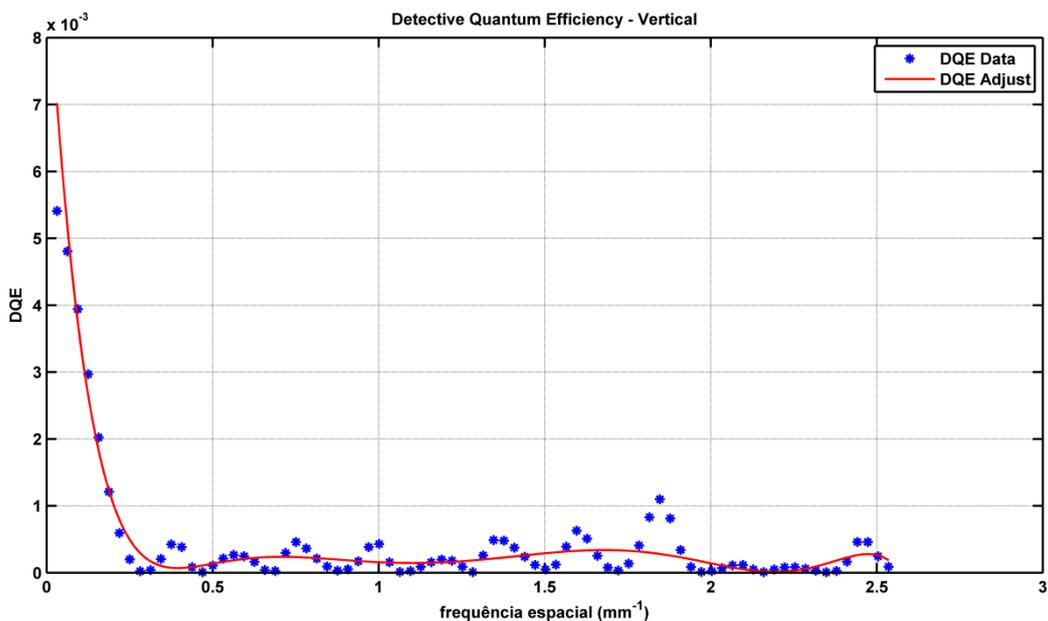


Gráfico 16 – DQE vertical do MPGD THCOBRA ajustada com uma função polinomial.

Os gráficos obtidos mostram a variação da DQE em função da frequência espacial. É evidenciada, tanto na vertical como horizontal, a tendência de redução da DQE com o aumento da frequência espacial tal como seria de esperar pelo comportamento semelhante da MTF e NPS. Pela comparação entre os gráficos adquiridos para a vertical e horizontal, fica claro que o valor da DQE transmite os resultados obtidos pela MTF calculada para as duas orientações estudadas, mostrando valores superiores na horizontal para baixas frequências espaciais, invertendo-se este resultado para frequências espaciais superiores a $0,5 \text{ mm}^{-1}$ onde a orientação vertical apresenta resultados superiores. Para uma frequência espacial de $0,25 \text{ mm}^{-1}$, o valor da DQE é de $8,61 \times 10^{-4}$ para a horizontal e $1,99 \times 10^{-4}$ para a vertical, mostrando uma diferença notória entre as duas orientações. À frequência espacial de $0,5 \text{ mm}^{-1}$, temos uma DQE de $8,92 \times 10^{-5}$ para a horizontal e $1,06 \times 10^{-4}$ para a vertical, que apesar de representar

uma diferença pouco significativa entre orientações, mostra a inversão dos resultados, ou seja, a DQE vertical passa a ser superior à horizontal, o que se mantém para frequências espaciais superiores.

Este facto demonstra, tal como ficou evidenciado no cálculo da MTF, que a THCOBRA tem, para baixas frequências espaciais, uma eficiência de detecção superior na horizontal relativamente à vertical, revelando uma maior sensibilidade das linhas resistivas correspondentes aos ânodos em comparação com as linhas resistivas dos tops, facto que já era esperado da análise do sinal proveniente do detetor, e que ficou aqui comprovado. Para frequências espaciais superiores este facto inverte-se, passando a orientação vertical a apresentar resultados ligeiramente superiores, não se mostrando esta diferença como sendo muito significativa.

Analisando estes resultados globalmente, fica claro que a DQE do MPGD THCOBRA está bastante limitada tanto pela baixa resolução espacial demonstrada pela MTF mas também pelo valor do NPS que interfere na qualidade de imagem. Para tal contribuíram fatores negativos como descargas, o ruído e a range do fotoeletrão, que influenciaram o desempenho do detetor, reduzindo ativamente sua eficiência de detecção. Estudos a outros detetores usados em imagiologia [48,50–52,67] revelam valores de DQE superiores aos obtidos, mostrando por exemplo no caso dos detetores digitais indiretos uma DQE de 0,55 para uma frequência espacial de $0,5 \text{ mm}^{-1}$ e para detetores digitais diretos uma DQE de 0,35 para a mesma frequência espacial.

Apesar de reduzidos, os valores de DQE obtidos para a THCOBRA mostram que este detetor tem potencialidades de melhorar a sua qualidade, seguindo o caminho de otimização da resolução espacial e redução do efeito do ruído e da range do fotoeletrão, cuja influência foi potenciada pelas descargas que ocorreram durante a avaliação dos parâmetros e revelaram ter uma forte influência nos dados.

6. Potencialidades do MPGD THCOBRA

Além da análise das características de desempenho da THCOBRA em Ar/CH_4 , foram ainda efetuados testes com o objetivo de demonstrar algumas das potencialidades deste detetor gasoso na aquisição de imagens por transmissão de raios X. Com essa finalidade, adquiriram-se imagens de objetos que se representassem como particularmente desafiadores para um detetor de radiação, com dimensões reduzidas, de formas irregulares e com diferentes tipos de atenuação da radiação. Para tal foram escolhidos dois objetos simples, nomeadamente um parafuso e uma caneta.

Para aquisição das imagens foi usado o espectro *standard* descrito na secção 5.2, com um tempo de aquisição de 30 minutos para cada imagem e um fator de ampliação de 6. A reconstrução das imagens adquiridas por transmissão esteve a cargo do programa Radix, desenvolvido pelo grupo DRIM.

As imagens obtidas podem ser observadas de seguida na Figura 48 e Figura 49.

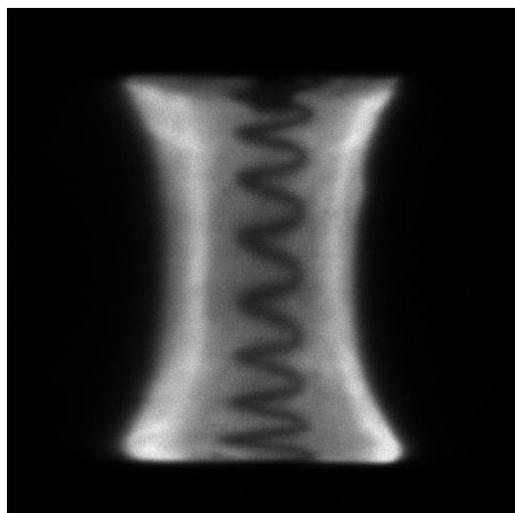


Figura 48 – Caneta e imagem de projeção correspondente. Foi usado um suporte em plástico para manter a caneta estável. É visualizada na imagem de projeção a mola em metal que atenua os raios X.

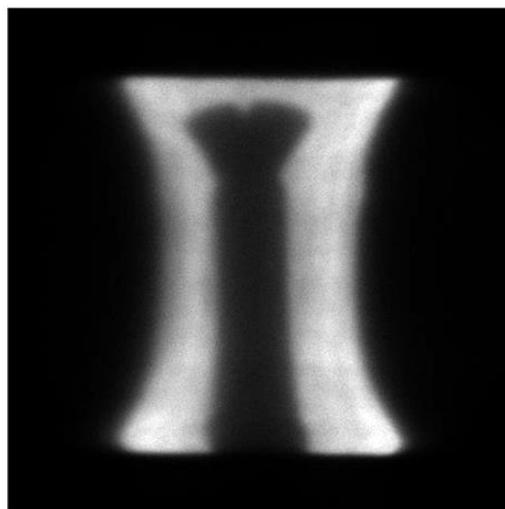


Figura 49 – Parafuso e respetiva imagem de projeção. É visível a cabeça e corpo metálico do parafuso.

A Figura 48 relativa à caneta e respetiva imagem de projeção mostra com boa definição a mola presente no interior deste objeto. Visto a mola ser em metal, atenua com eficácia os raios X, daí a sua visualização na imagem. Os restantes componentes, nomeadamente, o corpo plástico da caneta, o tubo de plástico de depósito da tinta e a própria tinta, são representados na imagem com baixo contraste, visto serem materiais cujas propriedades não atenuam completamente os raios X. É, além disso, visualizada uma ligeira diferença de intensidades na imagem em volta da mola, causada pelo corpo plástico da caneta.

A Figura 49 demonstra o parafuso e a imagem de projeção correspondente. Este objeto é constituído por duas componentes metálicas, tendo sido a aquisição de imagem realizada com estas duas juntas, conforme representado na primeira imagem. É bem visualizada a cabeça do parafuso, conseguindo-se delinear a fenda presente com razoável definição. Quanto ao corpo do parafuso observa-se o segundo componente que envolve o parafuso, não tendo sido possível visualizar a rosca no seu interior, devendo-se tal fato à atenuação do feixe de raio X por parte do material de natureza metálica.

Apesar de alguns artefactos e ruído presente nas imagens, estas mostram no geral uma qualidade razoável com boa definição dos contornos e com alguns dos pormenores mais desafiadores para o detetor, bem visíveis, conseguindo representar com acuidade as estruturas.

Ficaram evidentes nas imagens adquiridas algumas das potencialidades da THCOBRA na aquisição de imagens de projeção. Apesar de não terem qualidade comparável a imagens adquiridas com detetores usados em imagiologia, estas imagens demonstram que o detetor estudado tem potencial para evoluir, melhorando a eficiência de deteção e reduzindo o ruído, levando a imagens com qualidade superior, aproveitando todas as vantagens do MPGD THCOBRA, nomeadamente, a discriminação em energia e a contagem de fótons único. Além disso, será ainda de interesse estudar, num futuro próximo, as capacidades de deteção da THCOBRA na aquisição de imagens por TC.

7. Conclusões e perspectivas futuras

Este trabalho teve como objetivo a análise das características de desempenho do MPGD THCOBRA, um detetor gasoso recentemente desenvolvido que revelou apresentar elevadas potencialidades na aquisição de imagens por transmissão de raios X, podendo representar futuramente uma alternativa viável e económica a alguns detetores de radiação existentes atualmente.

As características de desempenho analisadas neste documento, nomeadamente, MTF, NPS, DQE, uniformidade, SNR, ganho em carga e resolução em energia, e os métodos empregados na sua análise são baseados em procedimentos efetuados internacionalmente a detetores de radiação para avaliar as suas propriedades, alguns deles descritos pela IEC, tendo sido adaptados o melhor possível para permitir a sua aplicação ao MPGD THCOBRA.

Este processo de análise das características de desempenho teve o seu início na montagem de todo o sistema, inclusivamente do detetor em causa. Este foi montado e testado para potenciar a máxima eficiência de deteção de raios X operando em Ar/CH₄, proporcionando imagens com a melhor qualidade possível para serem analisadas. Em prol deste objetivo, o funcionamento do detetor foi testado intensivamente, pondo à prova vários modos de funcionamento e otimizando-o com diferentes métodos, tudo para que durante a análise dos diferentes parâmetros de desempenho detivéssemos um detetor estável e no máximo das suas capacidades. Apesar deste processo de montagem e otimização ter sido demorado e trabalhoso, foi importante para conhecer melhor o MPGD THCOBRA e o seu modo de operação, e além disso, foram desenvolvidas capacidades e conhecimentos importantes sobre outras valências relacionadas com a física, eletrónica e detetores de radiação.

Com o sistema montado e otimizado efetuou-se então a análise dos diferentes parâmetros de qualidade, aplicando os métodos adequados na aquisição e tratamento dos dados. Os resultados revelaram que este detetor, com um comportamento linear, apresenta características pertinentes e de interesse, apesar de algumas delas terem-se revelado inferiores aos detetores de radiação comerciais usados atualmente em imagiologia.

O ganho em carga do detetor a operar em Ar/CH₄ foi um dos parâmetros satisfatórios, tendo-se obtido resultados positivos, acima dos esperados, com ganhos na ordem de 10⁴ e 10⁵. Estes valores mostram a boa eficiência do gás usado na multiplicação de cargas e também que o MPGD THCOBRA consegue usufruir desse ganho pelo aumento do número de contagens.

A resolução em energia apresentou resultados dentro dos esperados, com valores satisfatórios na ordem dos 20%. Ficou assinalada uma desigualdade clara entre ânodos e tops para baixas diferenças de potencial, que acabou por desaparecer em diferenças de potencial mais elevadas.

O parâmetro da uniformidade e SNR revelou bons resultados. Ficou evidenciada uma boa uniformidade e SNR das imagens, com variações reduzidas do valor da média de intensidades e concordância entre diferentes aquisições.

Relativamente à MTF e NPS, os valores obtidos ficaram aquém das expectativas, obtendo-se, respetivamente, resoluções espaciais reduzidas e valores de ruído elevados. Este facto afetou inevitavelmente o valor da DQE que por consequência também sofreu com valores reduzidos. Uma das justificações principais para estes

valores reduzidos foi a ocorrência de descargas durante a aquisição dos dados, que apesar de não terem acontecido com muita frequência, afetaram inevitavelmente os resultados com degradação da qualidade da imagem e introdução de ruído nos dados. Além disso, outros fatores como o ruído eletrônico e a range do fotoeletrão afetaram também a resolução espacial e eficiência de detecção da THCOBRA.

Concluindo, o MPGD THCOBRA a operar em Ar/CH₄ mostrou boas capacidades de uniformidade de imagem, ganhos elevados e também boa resolução em energia. O valor da DQE, onde estão englobados o NPS e a MTF, ficou abaixo do esperado, mostrando que o ruído e baixa resolução espacial afetam a qualidade geral da imagem. No entanto estes fatores podem ser melhorados futuramente com um detetor mais estável, usando gases mais pesados como o Kr ou Xe, e tendo melhor controle dos fatores que afetam atualmente o desempenho do MPGD THCOBRA.

Este trabalho, mesmo tendo sido realizado com algumas limitações causadas pela instabilidade do detetor, representa uma base sólida de conhecimentos adquiridos para esta gama de detetores, deixando um ponto de partida para trabalhos futuros que visem a otimização e análise do desempenho de MPGDs.

Para trabalho futuro é sugerido o estudo das características de desempenho com um detetor mais estável, a operar num gás de maior número atômico como Kr ou Xe o que iria melhorar inevitavelmente a qualidade das imagens e conseqüentemente os parâmetros de desempenho associados. É sugerido também o estudo dos parâmetros de qualidade em função da energia. Além disso, com o objetivo de explorar as capacidades do MPGD THCOBRA em TC, é recomendada a análise de desempenho do detetor nesta modalidade de imagem, comparando os resultados obtidos com os detetores usados atualmente nesse ramo.

8. Referências Bibliográficas

- [1] Iniewski K. Medical Imaging: Principles, Detectors, and Electronics. Wiley; 2009.
- [2] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- [3] Bontrager John P. Lampignano KL. Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy, 6th edition. Elsevier; 2006.
- [4] Hendee WR, Ritenour ER. Medical Imaging Physics. 4th ed. Wiley-Liss; 2002.
- [5] Bansal GJ. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. Postgrad Med J 2006;82:425–8. doi:10.1136/pgmj.2005.038448.
- [6] Collins L. Applied imaging technology. Australas Phys Eng Sci Med 2002;25:87–87. doi:10.1007/BF03178471.
- [7] Gruner SM, Tate MW, Eikenberry EF. Charge-coupled device area x-ray detectors. Rev Sci Instrum 2002;73:2815. doi:10.1063/1.1488674.
- [8] Uesugi K, Hoshino M, Yagi N. Comparison of lens- and fiber-coupled CCD detectors for X-ray computed tomography. J Synchrotron Radiat 2011;18:217–23. doi:10.1107/S0909049510044523.
- [9] Nikl M. Scintillation detectors for x-rays. Meas Sci Technol 2006;17:R37–54. doi:10.1088/0957-0233/17/4/R01.
- [10] Rocha JG, Lanceros-Méndez S. Review on X-ray detectors based on scintillators and CMOS technology. Recent Patents Electr Eng 2011;4:16–41.
- [11] Cowen AR, Kengyelics SM, Davies AG. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. Clin Radiol 2008;63:487–98. doi:10.1016/j.crad.2007.10.014.
- [12] Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. John Wiley; 2000.
- [13] Kalender WA. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 3rd ed. Wiley; 2000.
- [14] Buzug TM. Computed Tomography. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2008. doi:10.1007/978-3-540-39408-2.
- [15] Oed A. Position-sensitive detector with microstrip anode for electron multiplication with gases. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip 1988;263:351–9. doi:10.1016/0168-9002(88)90970-9.
- [16] Veloso JFC a, dos Santos JMF, Conde C a N. A proposed new microstructure for gas radiation detectors: The microhole and strip plate. Rev Sci Instrum 2000;71:2371–6. doi:10.1063/1.1150623.
- [17] Sauli F. GEM: A new concept for electron amplification in gas detectors. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip 1997;386:531–4. doi:10.1016/S0168-9002(96)01172-2.

- [18] Sauli F, Sharma A. MICROPATTERN GASEOUS DETECTORS. *Annu Rev Nucl Part Sci* 1999;49:341–88. doi:<http://dx.doi.org/10.1146/annurev.nucl.49.1.341>.
- [19] Natal da Luz H, Veloso JFC a, Mendes NFC, dos Santos JMF, Mir J a. MHSP with position detection capability. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip* 2007;573:191–4. doi:10.1016/j.nima.2006.10.243.
- [20] Natal da Luz H, Oliveira CAB, Azevedo CDR, Mir JA, de Oliveira R, dos Santos JMF, et al. Single Photon Counting X-Ray Imaging System Using a Micro Hole and Strip Plate. *IEEE Trans Nucl Sci* 2008;55:2341–5. doi:10.1109/TNS.2008.2001423.
- [21] Natal da Luz H, Veloso JFC a, dos Santos JMF, Mir J a. A simple X-ray position detection system based on a MHSP. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip* 2007;580:1083–6. doi:10.1016/j.nima.2007.06.083.
- [22] Carramate LFND, Silva ALM, Azevedo CDR, Covita DS, Veloso JFCA. THCOBRA X-ray imaging detector operating in Ne/CH 4. *J Instrum* 2015;10:P01003–P01003. doi:10.1088/1748-0221/10/01/P01003.
- [23] Silva ALM, Azevedo CDR, Carramate LFND, Lopes T, Castro IF, Oliveira R de, et al. X-ray imaging detector based on a position sensitive THCOBRA with resistive line. *J Instrum* 2013;8:P05016–P05016. doi:10.1088/1748-0221/8/05/P05016.
- [24] Amaro FD, Santos C, Veloso JFCA, Breskin A, Chechik R, Santos JMF dos. The Thick-COBRA: a new gaseous electron multiplier for radiation detectors. *J Instrum* 2010;5:10. doi:10.1088/1748-0221/5/10/P10002.
- [25] Rossmann K. Point spread function, line-spread function and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. *Radiology* 1969;93:257–72.
- [26] BUNCH, P.C., HUFF, K.E., VAN METTER R. Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination. *J Opt Soc Am* 1987;4:902–9.
- [27] TAPIOVAARA MJ. SNR and noise measurements for medical imaging: II. Application to fluoroscopic x-ray equipment. *Phys Med Biol* 1993;38:1761–88.
- [28] MARSHALL NW. Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Phys Med Biol* 2007;52:5545–68.
- [29] Rolandi L, Riegler W, Blum W. *Particle Detection with Drift Chambers*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2008. doi:10.1007/978-3-540-76684-1.
- [30] Tawara H, Ishida N, Kikuchi J, Doke T. Measurements of the W values in argon, nitrogen, and methane for 0.93 to 5.3 MeV alpha particles. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect B Beam Interact with Mater Atoms* 1987;29:447–55. doi:10.1016/0168-583X(87)90055-3.
- [31] Gulliksrud K, Stokke C, Martinsen ACT. How to measure CT image quality: variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality

- assurance phantom. *Phys Med* 2014;30:521–6. doi:10.1016/j.ejmp.2014.01.006.
- [32] Goerner FL, Duong T, Stafford RJ, Clarke GD. A comparison of five standard methods for evaluating image intensity uniformity in partially parallel imaging MRI. *Med Phys* 2013;40:082302. doi:10.1118/1.4816306.
- [33] IEC 61223-3-5. International Standard IEC 61223-3-5. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - part 3 and 5: acceptance tests - imaging performance of computed tomography X-ray equipment 2013.
- [34] Suetens P. *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambridge University Press; 2009. doi:10.2967/jnumed.110.081026.
- [35] Dougherty G. *Digital image processing for medical applications*. Cambridge University Press; 2009.
- [36] Brüllmann DD, d’Hoedt B. The modulation transfer function and signal-to-noise ratio of different digital filters: a technical approach. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:222–9. doi:10.1259/dmfr/33029984.
- [37] Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 1998;25:102. doi:10.1118/1.598165.
- [38] Sinha V, Srivastava A, Koo Lee H, Liu X. Performance analysis of a neutron and X-ray combined computed tomography system. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip* 2014;750:12–8. doi:10.1016/j.nima.2014.03.004.
- [39] Fujita H, Tsai D-Y, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, et al. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imaging* 1992;11:34–9. doi:10.1109/42.126908.
- [40] Judy PF. The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Med Phys* 1976;3:233. doi:10.1118/1.594283.
- [41] Du LY, Umoh J, Nikolov HN, Pollmann SI, Lee T-Y, Holdsworth DW. A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT systems. *Phys Med Biol* 2007;52:7087–108. doi:10.1088/0031-9155/52/23/021.
- [42] Dobbins JT. DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys* 1995;22:1581. doi:10.1118/1.597627.
- [43] Rowlands JA. The physics of computed radiography. *Phys Med Biol* 2002;47:R123–66. doi:10.1088/0031-9155/47/23/201.
- [44] Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, Guntern D, Verdun FR. A comparison of the performance of digital mammography systems. *Med Phys* 2007;34:906–14.
- [45] Samei E. Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods. *Adv Digit Radiogr RSNA* 2003:37–47.
- [46] Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, Breeden WK, Rzeszutarski MS, Applegate K, et al. Digital radiography image quality: image acquisition. *J Am Coll Radiol* 2007;4:371–88. doi:10.1016/j.jacr.2007.02.002.

- [47] Dobbins JT, Samei E, Ranger NT, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys* 2006;33:1466–75.
- [48] Lanca L, Silva A. *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. New York, NY: Springer New York; 2013. doi:10.1007/978-1-4614-5067-2.
- [49] Cowen AR, Davies AG, Kengyelics SM. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol* 2007;62:1132–41. doi:10.1016/j.crad.2007.07.009.
- [50] Fetterly KA, Schueler BA. Performance evaluation of a computed radiography imaging device using a typical “front side” and novel “dual side” readout storage phosphors. *Med Phys* 2006;33:290. doi:10.1118/1.2143306.
- [51] Monnin P, Holzer Z, Wolf R, Neitzel U, Vock P, Gudinchet F, et al. An image quality comparison of standard and dual-side read CR systems for pediatric radiology. *Med Phys* 2006;33:411–20.
- [52] Mackenzie A, Honey ID. Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Med Phys* 2007;34:3345. doi:10.1118/1.2750973.
- [53] IEC 62220-1. International Standard IEC 62220-1. Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency 2003.
- [54] Fortin MF. *O Processo de Investigação: Da Concepção à Realização*. Lusodidacta; 2006.
- [55] Acciavatti RJ, Maidment ADA. A comparative analysis of OTF, NPS, and DQE in energy integrating and photon counting digital x-ray detectors. *Med Phys* 2010;37:6480. doi:10.1118/1.3505014.
- [56] LNE-LNHB, PTB / M.M. Bé ES. Cd 109 Decay Scheme 2014;61:1–7. http://www.nucleide.org/DDEP_WG/Nuclides/Cd-109_tables.pdf.
- [57] LNE-LNHB, PTB / M.M. Bé ES. Fe 55 Decay Scheme 2006:1–5. http://www.nucleide.org/DDEP_WG/Nuclides/Fe-55_tables.pdf.
- [58] Canberra. CANBERRA Model 2006 Proportional Counter Preamplifier n.d. http://www.canberra.com/products/radiochemistry_lab/nim-preamplifiers.asp.
- [59] CAEN. CAEN N1728B 2015. <http://www.caen.it/csite/CaenProd.jsp?parent=12&idmod=502>.
- [60] CAEN. CAEN N1470 2015. <http://www.caen.it/csite/CaenProd.jsp?parent=21&idmod=599>.
- [61] CAEN. N471A / NIM High Voltage Power Supplies | CAEN 2015. <http://www.caen.it/csite/CaenProd.jsp?parent=21&idmod=240>.
- [62] DuPont Teijin Films. Mylar® Physical-Thermal Properties 2003. http://usa.dupontteijinfilms.com/informationcenter/downloads/Physical_And_Thermal_Properties.pdf.
- [63] Taborelli M. Cleaning and surface properties 2009.

<http://cds.cern.ch/record/1047073/files/p321.pdf?version=1>.

- [64] RaySafe. RaySafe Xi Dosimeter 2016. [http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/RaySafe Xi](http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/RaySafe%20Xi).
- [65] Canny J. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1986;PAMI-8:679–98. doi:10.1109/TPAMI.1986.4767851.
- [66] Maini R, Aggarwal H. Study and comparison of various image edge detection techniques. *Int J Image Process* 2009;147002:1–12.
- [67] Davidson DW, Watt J, Tlustos L, Mikulec B, Campbell M, Mathieson K, et al. Detective Quantum Efficiency of the Medipix Pixel Detector. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003;50:1659–63. doi:10.1109/TNS.2003.817382.
- [68] Surre B, Caria M, Chaput J, Hassoun T, Laverroux F, Sarry L. First detective quantum efficiency measurement of 500 um silicon hybrid pixel sensor with photon counting readout for X-ray medical imaging. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip* 2005;546:24–7. doi:10.1016/j.nima.2005.03.119.
- [69] Smith GC, Fischer J, Radeka V. Photoelectron Range Limitations to the Spatial Resolution for X-Rays in Gas Proportional Chambers. *IEEE Trans Nucl Sci* 1984;31:111–5. doi:10.1109/TNS.1984.4333221.
- [70] Azevedo CDR, Biagi S, Veenhof R, Correia PM, Silva ALM, Carramate LFND, et al. Position resolution limits in pure noble gaseous detectors for X-ray energies from 1 to 60 keV. *Phys Lett Sect B Nucl Elem Part High-Energy Phys* 2014;741:272–5. doi:10.1016/j.physletb.2014.12.054.