



Universidade de Aveiro Departamento de Física
Ano 2010

**Lara Filipa das Neves
Dias Carramate**

**Utilização da MHSP para aplicação à Tomografia
Computorizada**



**Lara Filipa das Neves
Dias Carramate**

**Utilização da MHSP para aplicação à Tomografia
Computorizada**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Física, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro, e do Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática.

Este trabalho foi parcialmente
financiado pelos projectos
CERN/FP/109283/2009, "R&D on
Micro-Pattern Gas Detectors -
Participation on CERN RD51
Collaboration II" e
POCI/FP/81939/2007, "Single X- and
UV-photon imaging"

Aos meus pais, irmão e namorado.

o júri

presidente

Prof. Doutor João de Lemos Pinto

Professor Catedrático do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Doutor Luís Manuel Panchorrinha Fernandes

Investigador do Grupo de Instrumentação Atómica e Nuclear do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso

Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva

Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica e Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

agradecimentos

A todos os que tornaram possível a concretização deste trabalho.

Ao Prof. Doutor João Veloso pela possibilidade de participar na sua equipa e colaborar num dos seus projectos de investigação. Essencialmente, pela oportunidade.

Aos meus orientadores, Prof. Doutor João Veloso e Prof. Doutor Augusto Silva pela disponibilidade, pela atenção, pelo conhecimento transmitido e pela delicada orientação.

A todos os colegas da *DRIMteam* pelo auxílio, pela entreeajuda, pelos conhecimentos que transmitiram, pela simpatia, pelo excelente ambiente de trabalho e pelo espírito de equipa. Sem eles, este trabalho não teria sido possível.

Aos meus colegas pela disponibilidade em ajudar que sempre demonstraram e pela amizade.

À minha família por tudo.

palavras-chave

Tomografia computadorizada, detectores gasosos, MHSP, resolução em energia, ponderação em energia, contraste de imagem

resumo

O presente trabalho centra-se no desenvolvimento e caracterização de um novo sistema de tomografia computadorizada baseado na microestrutura MHSP. A tomografia computadorizada é uma modalidade imagiológica de uso corrente nos dias de hoje, sendo de extrema utilidade em diagnóstico clínico. Esta modalidade da imagiologia permite obter imagens seccionais das estruturas em estudo, e, além disso, permite a sua reconstrução tri-dimensional. A MHSP é um dispositivo de contagem de fotão único que permite detectar fotões X ou γ conhecendo a sua posição de interacção bem como a energia individual de cada um. Conjugando a informação em posição com a informação em energia é possível criar três tipos de imagens com diferentes ponderações em energia: *integrating*, *counting* e *Energy Weighting Technique*. A imagem *integrating* é aquela actualmente mais utilizada nos sistemas de diagnóstico médico e traduz a integração da carga que chega ao detector num determinado local. A imagem *counting* corresponde à contagem dos fotões que chegam a um determinado local do detector. Na reconstrução da imagem *Energy Weighting Technique* a contribuição de cada fotão é ponderada segundo um factor de $1/E^3$, onde E é a energia do fotão. O emprego das técnicas *counting* e EWT representam uma melhoria na qualidade da imagem relativamente à *integrating*, nomeadamente no que respeita ao contraste, só conseguida com contagem de fotão. A *Energy Weighting Technique* mostra-se mais poderosa que a *counting* e é, por isso, de grande interesse. A utilização da MHSP em tomografia computadorizada apresenta-se como uma mais-valia devido às suas características de contagem de fotão único.

keywords

Computed tomography, gas detectors, MHSP, energy resolution, energy weighting, image contrast

abstract

This work focuses on the development and characterization of a new computed tomography system based on MHSP.

The computed tomography is an imaging modality in common use in our days, being extremely useful in clinical diagnoses. This imaging modality allows the acquisitions of sectional images and the tri-dimensional reconstruction of structures in study.

The MHSP is a single photon counting device that allows the detection of X and γ photons knowing the interaction position and their individual energy. Combining the position interaction information and energy information the creation of three types of images with different energy weightings is possible: integrating, counting and Energy Weighting Technique. The first is the one most actually used in medical diagnostic systems and is the integration of the total charge that arrives to the detector in a given location. The counting image reflects the number of photons in a specific location of the detector. In image reconstruction of Energy Weighting Technique image the contribution of each single photon is weighted by a factor of $1/E^3$, with E the photon energy. The application of the Energy Weighting Technique and counting techniques represent an improvement in image quality relatively to integrating image, particularly with respect to the contrast, only achieved with photon counting. The Energy Weighting Technique is more powerful than the counting technique, being of great interest.

The use of MHSP in computed tomography is an asset due to her characteristics of single photon counting.

Publicações e Comunicações

O trabalho desenvolvido no âmbito da dissertação do mestrado integrado em engenharia física deu origem a publicações e comunicações enumeradas de seguida.

Publicações

- 1 - “Gas VUV Photosensors Operating Face-to-Face”; C.D.R. Azevedo, C.A.B. Oliveira, H. Natal da Luz, L.F. Carramate, A.L. Ferreira, J.M.F. dos Santos and J.F.C.A. Veloso; Nuclear Instruments and Methods A 610 (2009) 238–241
- 2 - “Energy Weighting in a 2D-MHSP x-ray Single Photon Detector”; C. A. B. Oliveira, C. A. Santos, L.F. Carramate, A. L. M. Silva, J. M. F. Dos Santos, J. F. C. A. Veloso; IEEE Transactions on Nuclear Science, NS57, N3 (2010), DOI: 10.1109/TNS.2010.2044806
- 3 - “Energy resolved X-ray fluorescence imaging based on a micropattern gas detector”; J.F.C.A. Veloso, A.L.M. Silva, C.A.B. Oliveira, A.L. Gouvêa, C.D.R. Azevedo, L.Carramate, H. Natal da Luz and J.M.F. dos Santos.; Spectrochimica Acta B65 (2010) 241-247.

Comunicações

- 1 – “Small Field of View Quantum Computed Tomography System Based on a MPGD”; L.F. Carramate, C.A. Santos, C.A.B. Oliveira, A.L.M. Silva, M. Peres, A.M. da Silva, J.M.F. dos Santos and J.F.C.A. Veloso; (Comunicação) 2009 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 25-31 October, 2009, Orlando, Florida, USA.
- 2 - “Quantum X-Ray imaging using a MHSP: Radiography and Computed Tomography applications”; C.A.B. Oliveira, L.F. Carramate, C.A. Santos, A.L.M. Silva, C.D.R. Azevedo, A.L. Ferreira, H. N. da Luz, J.M.F. dos Santos and J.F.C.A. Veloso; (Comunicação por Convite) Advanced Detectors for Imaging in Physics and Medical Diagnosis, Kolkata, 2-5 March, 2010
- 3 - “Computed Tomography System Based on a MPGD”; L.F.N.D. Carramate, C.A.B. Oliveira, A.L.M. Silva, H. Natal da Luz, C.D.R. Azevedo, M. Peres, A.M. da Silva, J.M.F. dos Santos and J.F.C.A. Veloso; (Comunicação) European Conference on X-Ray Spectrometry, Figueira da Foz, Coimbra, Portugal, 20-25 June 2010.
- 4 - Energy Weighting Technique in Quantum Computed Tomography using a MPGD; L.F.N.D. Carramate, C.A.B. Oliveira, A.L.M. Silva, A.M. da Silva, J.M.F. dos Santos, J.F.C.A. Veloso; (Comunicação) 12th International Workshops on Radiation Imaging Detectors, 11-15 July, 2010. Cambridge, United Kingdom

Índice

1	Introdução	1
2	Sistema de Tomografia Computorizada	3
2.1	Interacção fótons-matéria.....	3
2.1.1	Difusão de Rayleigh	4
2.1.2	Difusão de Compton.....	4
2.1.3	Efeito fotoeléctrico	5
2.2	Produção de Raio-X.....	6
2.2.1	Radiação Característica	7
2.2.2	Radiação de travagem.....	7
2.2.3	Filtragem	8
2.3	Imagiologia	9
2.3.1	Tomografia Computorizada.....	9
2.3.2	Evolução da Tomografia Computorizada.....	11
2.4	Reconstrução da Imagem.....	15
2.5	Detecção da radiação	20
2.5.1	Detectores Sólidos Cintiladores.....	20
2.5.2	Detectores Gasosos.....	20
2.6	Micro Hole & Strip Plate (MHSP).....	21
2.6.1	GEM	21
2.6.2	MSP	22
2.6.3	MHSP	23
2.6.4	Resolução em posição	24
2.6.5	Resolução em Energia	25
2.6.6	Vantagens da MHSP.....	26
2.7	Ponderação em energia	26
3	Configuração Experimental.....	29
3.1	Sistema Experimental	29
3.2	Método Experimental	30
3.2.1	Pré – Processamento e Reconstrução da Imagem.....	31
3.2.2	Avaliação do Contraste e Melhoria do Contraste	34
3.2.3	Avaliação da SNR e melhoria de SNR	34
4	Resultados	35
4.1.1	Seleccção da Gama de Energias	36
4.1.2	Avaliação Melhoria Contraste	39
4.1.3	Relação Sinal Ruído	41
4.1.4	Parâmetros de Reconstrução da Imagem.....	42
5	Conclusões	45
6	Trabalhos Futuros.....	47
	Referências	49

Lista de Figuras

FIGURA 1 – DIFUSÃO DE RAYLEIGH: O FOTÃO INCIDENTE QUE INTERAGE COM OS ELECTRÕES ORBITAIS TEM A MESMA ENERGIA QUE O FOTÃO EMITIDO. (BUSHBERG ET AL., 2002)	4
FIGURA 2 – DIFUSÃO COMPTON: INTERACÇÃO DO FOTÃO INCIDENTE, EJECCÃO DO ELECTRÃO ORBITAL E EMISSÃO DE UM FOTÃO. (BUZUG, 2008).....	5
FIGURA 3 – EFEITO FOTOELÉCTRICO: ABSORÇÃO DO FOTÃO INCIDENTE COM EJECCÃO DO ELECTRÃO LIGADO. POSTERIOR EMISSÃO DE UM FOTÃO DEVIDO À OCUPAÇÃO DO LOCAL QUE FICOU LIVRE (CENTRO) E EMISSÃO DE ELECTRÃO DE AUGER (DIREITA). (BUZUG, 2008)	6
FIGURA 4 – AMPOLA DE RAIOS-X. OS ELECTRÕES SÃO LIBERTADOS DO FILAMENTO E ACCELERADOS ATÉ AO ÂNODO, ONDE, POSTERIORMENTE, OCORRE PRODUÇÃO DE RAIOS-X. (BUZUG, 2008)	7
FIGURA 5 – ESPECTRO TÍPICO EMITIDO POR UM TUBO DE RAIOS-X. EM CIMA: DESACELERAÇÃO DO ELECTRÃO INCIDENTE E RESPECTIVA EMISSÃO DE RADIAÇÃO DE TRAVAGEM; EM BAIXO: EJECCÃO DE UM ELECTRÃO INTERNO DO ÁTOMO DO ÂNODO, TRANSIÇÃO DE UM ELECTRÃO MAIS EXTERNO E RESPECTIVA EMISSÃO DE RADIAÇÃO CARACTERÍSTICA. (BUZUG, 2008).....	8
FIGURA 6 – TOMOGRAFIA DO JOELHO DIREITO QUE DEMONSTRA O PRINCÍPIO DA TOMOGRAFIA: AMPOLA E DETECTOR MOVEM-SE EM SENTIDOS OPOSTOS AO LONGO DAS AQUISIÇÕES E O PLANO QUE SURGE NO CENTRO DE ROTAÇÃO VISUALIZA-SE NÍTIDO NA IMAGEM, ENQUANTO OS PLANOS SUPERIORES E INFERIORES SURGEM DESFOCADOS. DO LADO DIREITO OBSERVA-SE UMA TOMOSSÍNTESE DIGITAL REALIZADA COM UM EQUIPAMENTO DE RADIOLOGIA PLANAR MODIFICADO PARA O EFEITO. (BUZUG, 2008)	10
FIGURA 7 – PRIMEIRA GERAÇÃO DE TC: TRANSLAÇÃO DA AMPOLA E DETECTORES SEGUIDA DE ROTAÇÃO. (BUZUG, 2008)	11
FIGURA 8 – EQUIPAMENTO DE SEGUNDA GERAÇÃO DE TC COM FEIXE DIVERGENTE E CONJUNTO DE DETECTORES. (BUZUG, 2008).....	12
FIGURA 9 – EQUIPAMENTO DE TERCEIRA GERAÇÃO: FEIXE DIVERGENTE E DETECTORES EM ARCO. (BUZUG, 2008).....	13
FIGURA 10 – EQUIPAMENTO DE QUARTA GERAÇÃO: ANEL DE DETECTORES SITUADO NO INTERIOR (À ESQUERDA) E NO EXTERIOR DA AMPOLA DE RAIOS-X (À DIREITA). (BUZUG, 2008)	14
FIGURA 11 – ATENUAÇÃO DA RADIAÇÃO SEGUNDO UM RAIOS (UMA DIRECÇÃO) NUM OBJECTO NÃO HOMOGÉNEO. (BUZUG, 2008).....	15
FIGURA 12 – ATENUAÇÃO DA RADIAÇÃO NUMA PROJECCÃO COMPLETA DA ESTRUTURA EM CAUSA. (KAK ET AL., 1999)	16
FIGURA 13 – EXEMPLO DE SINOGRAMAS: A) SINOGRAMA DE UM TOPOGRAMA TORÁCICO (BUZUG, 2008); B) SINOGRAMA DO SISTEMA PROPOSTO DE AQUISIÇÃO COM 200 VISTAS.	17
FIGURA 14 – EXEMPLO DA RETROPROJECCÃO COM UM FANTOMA COM TRÊS OBJECTOS COM COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO DISTINTOS. A – AQUISIÇÃO DAS PROJECCÕES; B – RETROPROJECCÃO DE UMA PROJECCÃO; C – RETROPROJECCÃO COM QUATRO PROJECCÕES. (GOLDMAN, 2007)	18
FIGURA 15 – JANELA DOS DIFERENTES FILTROS UTILIZADOS NO ÂMBITO DESTE TRABALHO, DA ESQUERDA PARA A DIERITA, RAM–LAK, SHEPP-LOGAN, COSINE, HAMMING, HANNING. (BUZUG, 2008)	19
FIGURA 16 – ESTRUTURA BÁSICA DE UMA ESTRUTURA GEM E DISTRIBUIÇÃO DAS LINHAS DE CAMPO ELÉCTRICO. (SAULI, 2002)	22
FIGURA 17 – ESTRUTURA DE UMA MSP COM A DISTRIBUIÇÃO DAS LINHAS DE CAMPO ELÉCTRICO. (SHEKHTMAN, 2002)	22
FIGURA 18 – FOTOGRAFIA DA MHSP: A) VISUALIZAÇÃO DA FACE TIPO MSP; B) VISUALIZAÇÃO DA FACE TIPO GEM.	23
FIGURA 19 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DA MHSP, ONDE SE VISUALIZAM AMBOS OS LADOS DA ESTRUTURA COM DOIS ESTÁGIOS DE AMPLIFICAÇÃO.	24
FIGURA 20 – MODO DE DETERMINAÇÃO DA POSIÇÃO DE INTERACÇÃO DO FOTÃO X E RESPECTIVA ENERGIA COM O DETECTOR.	25
FIGURA 21 – COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO TOTAL EM FUNÇÃO DA ENERGIA DE RADIAÇÃO PARA TECIDO MOLE. (BUSHBERG ET AL., 2002)	28
FIGURA 22 – APLICAÇÃO EM LABVIEW PARA DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS DE ROTAÇÃO.	30
FIGURA 23 – COMPONENTES DO SISTEMA EXPERIMENTAL. DA ESQUERDA PARA A DIREITA: TUBO DE RAIOS-X, FANTOMA, MOTOR DE ROTAÇÃO E DETECTOR.	30
FIGURA 24 – DISPOSIÇÃO DOS ELEMENTOS DO SISTEMA EXPERIMENTAL PARA AQUISIÇÃO DE DADOS.	31
FIGURA 25 – ORGANIZAÇÃO DOS DADOS ADQUIRIDOS DURANTE A AQUISIÇÃO TC.	32
FIGURA 26 – DA ESQUERDA PARA A DIREITA - IMAGENS SECCIONAIS DO: FANTOMA COM GIZ E AR; FANTOMA COM GIZ E LATÃO; FANTOMA COM ALUMÍNIO E LATÃO; CAROÇO DE PÊSSEGO; E NOZ.	35
FIGURA 27 – SINOGRAMAS CONSTRUÍDOS APLICANDO AS DIFERENTES PONDERAÇÕES (<i>INTEGRATING</i> , <i>COUNTING</i> E <i>EWT</i>). AQUISIÇÃO TC DE 200 VISTAS DO FANTOMA COM GIZ E AR. LADO ESQUERDO: SINOGRAMAS SEM LINEARIZAÇÃO; LADO DIREITO: OS SINOGRAMAS APÓS LINEARIZAÇÃO.	36
FIGURA 28 - IMAGENS SECCIONAIS DO FANTOMA COM GIZ E AR, RECONSTRUÍDAS COM DIFERENTES GAMAS DE ENERGIA E RESPECTIVO ESPECTRO EVIDENCIANDO A GAMA DE ENERGIAS SELECIONADA. INICIALMENTE, CONSIDERA-SE TODO O ESPECTRO DE ENERGIAS, E, POSTERIORMENTE, BAIXAS, MÉDIAS E ALTAS ENERGIAS, EVIDENCIANDO CONSTITUINTES DISTINTOS.	37
FIGURA 29 – IMAGENS SECCIONAIS DO FANTOMA COM GIZ E LATÃO, RECONSTRUÍDAS COM DIFERENTES GAMAS DE ENERGIA E RESPECTIVO ESPECTRO EVIDENCIANDO A GAMA DE ENERGIAS SELECIONADA. INICIALMENTE, CONSIDERA-SE TODO O ESPECTRO DE ENERGIAS, E, POSTERIORMENTE, BAIXAS, MÉDIAS E ALTAS ENERGIAS, EVIDENCIANDO CONSTITUINTES DISTINTOS.	38
FIGURA 30 – IMAGENS SECCIONAIS DA NOZ RECONSTRUÍDAS COM DIFERENTES GAMAS DE ENERGIA E RESPECTIVO ESPECTRO EVIDENCIANDO A GAMA DE ENERGIAS SELECIONADA. INICIALMENTE, CONSIDERA-SE TODO O ESPECTRO DE ENERGIAS, E, POSTERIORMENTE, BAIXAS, MÉDIAS E ALTAS ENERGIAS, EVIDENCIANDO CONSTITUINTES DISTINTOS.	38
FIGURA 31 – MELHORIA DE CONTRASTE NO SINOGRAMA COM O FANTOMA COM GIZ E AR: EM CIMA – SINOGRAMAS OBTIDOS COM AS DIFERENTES TÉCNICAS DE PONDERAÇÃO EM ENERGIA COM AS ZONAS SELECIONADAS ASSINALADAS, AO CENTRO – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS LINHAS SELECIONADAS COM A ZONA DA LINHA UTILIZADA PARA O ESTUDO ASSINALADA; EM BAIXO – AS IMAGENS SECCIONAIS CORRESPONDENTES AOS SINOGRAMAS RECONSTRUÍDOS COM APLICAÇÃO DO FILTRO SHEPP-LOGAN.	39
FIGURA 32 – MELHORIA DE CONTRASTE NAS IMAGENS SECCIONAIS ADQUIRIDAS UTILIZANDO O FANTOMA COM GIZ E AR: EM CIMA – SINOGRAMAS OBTIDOS COM AS DIFERENTES TÉCNICAS DE PONDERAÇÃO EM ENERGIA, AO CENTRO – AS IMAGENS SECCIONAIS CORRESPONDENTES AOS SINOGRAMAS COM AS ZONAS SELECIONADAS ASSINALADAS; EM BAIXO – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS LINHAS SELECIONADAS COM A ZONA DA LINHA UTILIZADA PARA EFECTUAR O ESTUDO ASSINALADA.	41

FIGURA 33 – ÁREA SELECCIONADA DA IMAGEM PARA CÁLCULO DA SNR.	42
FIGURA 34 – DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA COM REPRESENTAÇÃO DOS PARÂMETROS DE RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM NO CASO DE GEOMETRIA DE FEIXE PARALELA. (KAK ET AL., 1999)	44
FIGURA 35 – ESQUEMA EXPERIMENTAL COM GEOMETRIA DE FEIXE DIVERGENTE E DETECTOR ANGULAR.	47

Lista de Tabelas

TABELA 1 – MELHORIA DE CONTRASTE ALCANÇADA NO SINOGRAMA COM A APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE PONDERAÇÃO EM ENERGIA.	40
TABELA 2 – MELHORIA DE CONTRASTE OBTIDA NA IMAGEM SECCIONAL COM A APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE PONDERAÇÃO EM ENERGIA.	41
TABELA 3 – MELHORIA DE SNR ALCANÇADA NA IMAGEM SECCIONAL COM A APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE PONDERAÇÃO EM ENERGIA.	42

Lista de Abreviaturas

TC – Tomografia Computorizada

MPGD – *Micro Patterned Gaseous Detector*

MHSP – *Micro Hole & Strip Plate*

SNR – *Signal to Noise Ratio* – Relação Sinal Ruído

FBP – *Filtered Back Projection* – Retro projecção Filtrada

TF – Transformada de Fourier

IFT – *Inverse Fourier Transform* – Transformada Inversa de Fourier

EWT – *Energy Weighting Technique* – Técnica de Ponderação em Energia

Capítulo 1

1 Introdução

A tomografia computadorizada (TC) é uma modalidade imagiológica de uso cada vez mais corrente no dia-a-dia da medicina, sendo indispensável actualmente. Consiste numa modalidade seccional que permite a visualização de estruturas anatómicas sem sobreposição e possui uma resolução de contraste elevada. Com dados adquiridos por TC é ainda possível reconstruir imagens tridimensionais dos objectos em estudo. (Buzug, 2008)

A evolução ocorrida na área da detecção de radiação, como por exemplo raio-X, levou ao desenvolvimento de detectores com discriminação em energia. A utilização de detectores de contagem de fóton único tem vindo a ser explorada tendo em vista futuras aplicações em imagiologia, nomeadamente a TC. Estes detectores têm demonstrado permitir melhorias na qualidade da imagem relativamente às imagens adquiridas actualmente. Alguns destes, baseados em microestruturas, detectam cada fóton individualmente, permitindo taxas de contagem moderadas, com registo da energia e posição de interacção – técnica de fóton único. A tecnologia relacionada com a TC tem vindo a evoluir significativamente, nomeadamente no que diz respeito aos detectores empregues, como por exemplo o Medipix2. (Giersch et al., 2004; Niederlohner et al., 2005a; Niederlohner et al., 2005b; Niederlonhner et al., 2005; Oliveira et al., 2008; Patatoukas et al., 2006)

O presente trabalho pretende utilizar um destes detectores, baseado numa microestrutura designada de *Micro Hole & Strip Plate* (MHSP) em TC e estudar as suas potencialidades para a criação de imagens quer com qualidade quer com utilidade. Ao registar a informação sobre a energia de cada fóton, além da posição de interacção, é possível reconstruir imagens considerando fotões que se encontram apenas dentro de uma gama de energias seleccionada. Esta possibilidade permite realçar determinados materiais em função da gama de energias escolhida. Além disso, utilizando esta mesma informação (energia), é possível reconstruir a imagem com ponderações diferentes para cada fóton que

afectam a distribuição de intensidades, podendo obter-se uma melhoria de contraste relativamente aos tipos de imagem actualmente utilizados nos sistemas médicos.

Além da medicina, a TC é também aplicada para estudos noutras áreas, como nas ciências forenses, arqueologia, paleontologia, podendo este novo sistema ser utilizado, comportando as suas vantagens inerentes. (Buzug, 2008)

Neste trabalho serão abordados os temas da interacção da radiação com a matéria, produção de raio-X, evolução da TC, reconstrução da imagem, sistemas de detecção em TC e ponderação em energia. Posteriormente, será demonstrada e explicada a configuração experimental para a realização do estudo e, finalmente, apresentar-se-ão os resultados obtidos bem como as conclusões.

Capítulo 2

2 Sistema de Tomografia Computorizada

Existem aspectos essenciais que devem ser considerados num sistema de TC. Ao realizar aquisições num sistema TC, é importante conhecer as diferentes formas como os fótons podem interagir com a matéria, de forma a compreender as várias etapas do processo. Para se obter imagens por TC é necessário produzir raios-X, de forma a irradiar o material em estudo. Os sistemas de detecção da radiação utilizados e o seu modo de funcionamento são também um aspecto crucial por influenciarem a qualidade da imagem final. Todas estas vertentes serão abordadas nas secções subsequentes.

2.1 Interacção fótons-matéria

A capacidade que a radiação X tem de penetrar na matéria depende, essencialmente, do material em questão e da energia dos fótons X incidentes. Ao interagirem com a matéria, os fótons podem ser difundidos, absorvidos (a sua energia é transferida para o meio) ou atravessá-la sem interagir. Para uma determinada energia, o número de fótons X sofre uma diminuição exponencial com a espessura da matéria. A atenuação de raio-X pode ser descrita pela lei de Beer-Lambert, que refere que a intensidade detectada após atravessar uma espessura x de matéria, I , é dada por:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

onde I_0 é a intensidade de entrada e μ o coeficiente de atenuação linear (soma do coeficiente de absorção e coeficiente de difusão). (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Hendee et al., 2002)

As interacções podem ocorrer com o núcleo do átomo ou com os electrões orbitais, sendo possível identificar três tipos de interacção de raio-X que ocorrem em radiologia de diagnóstico: difusão de Rayleigh, difusão de Compton e absorção fotoeléctrica. (Bushberg et al., 2002)

2.1.1 Difusão de Rayleigh

A difusão de Rayleigh é um fenómeno elástico e pode ocorrer quando o diâmetro do núcleo de difusão é reduzido comparado com o comprimento de onda da radiação incidente. O campo eléctrico gerado pela radiação incidente causa uma oscilação em fase dos electrões do átomo. O fotão incidente é, por isso, absorvido e reemitido com a mesma energia, embora numa direcção distinta (figura 1). O ângulo de difusão é maior quanto menor for a energia. Neste tipo de interacção não ocorre ionização, uma vez que não há ejeção de electrões da nuvem electrónica. A difusão de Rayleigh é mais significativa para fotões de baixa energia e em materiais com elevado número atómico. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Podgorsak, 2006)

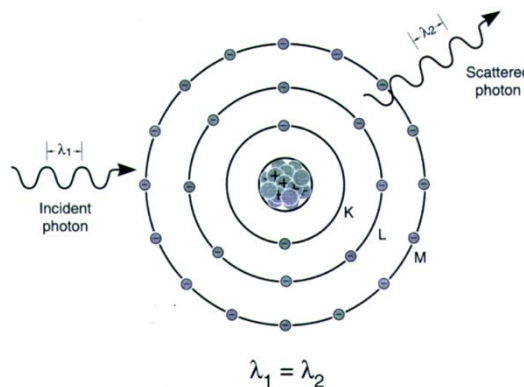


Figura 1 – Difusão de Rayleigh: O fotão incidente que interage com os electrões orbitais tem a mesma energia que o fotão emitido. (Bushberg et al., 2002)

Uma vez que esta interacção ocorre principalmente com baixas energias (entre 15 a 30keV), verifica-se maioritariamente em mamografia, por serem empregues baixas energias. Nas restantes modalidades imagiológicas este tipo de interacção prejudica a qualidade da imagem, no entanto, a probabilidade de ocorrer com as energias utilizadas é reduzida. (Bushberg et al., 2002)

2.1.2 Difusão de Compton

A difusão de Compton consiste na ejeção de um electrão das camadas de valência (electrão de Compton) por interacção do fotão incidente e difusão de um fotão com menor energia daquele que incidiu (figura 2). Assim, a interacção em causa é inelástica. Uma vez que a energia de ligação do electrão ejectado é reduzida, comparativamente com as outras envolvidas, pode ser desprezada – considerando-se um electrão livre e estacionário. Assim,

a energia do fóton incidente é igual à soma da energia cinética do electrão ejectado com a energia do fóton difundido. O ângulo de difusão (ângulo entre a direcção do fóton incidente e do fóton difundido) pode variar entre 0° e 180° .

No efeito de Compton, ocorre ionização do átomo e o electrão ejectado interage com os átomos em seu redor, excitando-os ou ionizando-os, perdendo a energia cinética e sendo absorvido próximo da zona de difusão. O fóton difundido pode atravessar a matéria sem interagir ou pelo contrário, pode desencadear outras interacções como a dispersão de Rayleigh, novamente efeito de Compton ou absorção fotoeléctrica (abordada na secção seguinte). (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Hendee et al., 2002; Podgorsak, 2006)

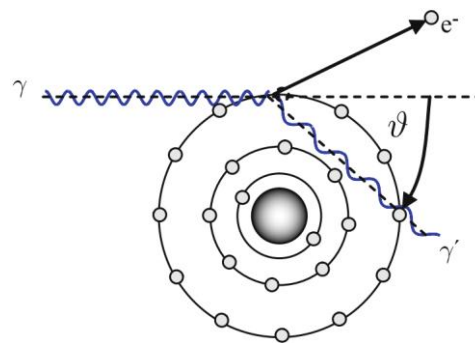


Figura 2 – Difusão Compton: interacção do fóton incidente, ejeção do electrão orbital e emissão de um fóton. (Buzug, 2008)

Quanto maior a energia do fóton incidente maior a probabilidade de ocorrência da difusão de Compton para as energias utilizadas em diagnóstico (tecido mole). Tal probabilidade depende também da densidade electrónica, ou seja, do número atómico da matéria. (Bushberg et al., 2002; Podgorsak, 2006)

Em tecido mole, a difusão de Compton é a interacção que ocorre mais frequentemente na gama de energia utilizada em imagiologia. (Bushberg et al., 2002)

2.1.3 Efeito fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico é uma interacção entre um fóton incidente e um electrão fortemente ligado ao átomo. O fóton interage com o átomo e é absorvido. A energia do fóton é transferida para o electrão, que é ejectado do átomo (fotoelectrão). Assim, a energia do fóton incidente, E_f , é igual à soma da energia cinética do electrão ejectado, E_c , e da sua energia de ligação, E_l :

$$E_c = E_f - E_l \quad (2)$$

O efeito fotoeléctrico ocorre apenas se a energia do fóton incidente for superior à energia de ligação do electrão. (Buzug, 2008; Podgorsak, 2006)

Após a ionização, o átomo tem uma camada com menos um electrão, isto é, uma lacuna. Esta lacuna será preenchida por um electrão das camadas de menor energia, que por sua vez perdem um electrão e assim sucessivamente, ocorrendo um movimento de electrões das camadas exteriores para as interiores (figura 3). Aquando da transição dos electrões para as camadas interiores, ocorre libertação de radiação característica ou electrões de Auger (electrões ejectados pelo fóton característico produzido), permitindo que o átomo baixe a sua energia. A probabilidade de emissão de radiação característica é menor para materiais com reduzido número atómico. (Bushberg et al., 2002)

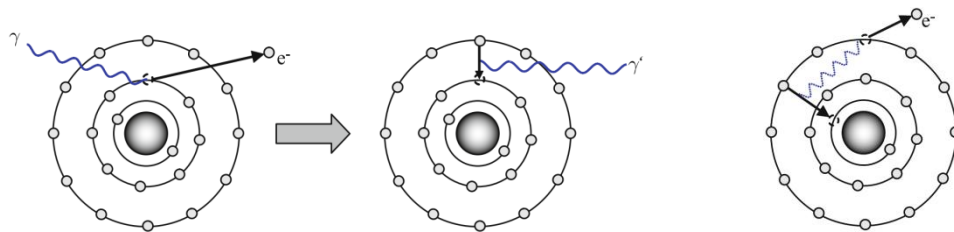


Figura 3 – Efeito fotoeléctrico: absorção do fóton incidente com ejeção do electrão ligado. Posterior emissão de um fóton devido à ocupação do local que ficou livre (centro) e emissão de electrão de Auger (direita). (Buzug, 2008)

A probabilidade de ocorrer absorção fotoeléctrica é proporcional a

$$\frac{\rho Z^3}{E^3} \quad (3)$$

onde ρ é a massa volúmica do material, Z o número atómico e E a energia do fóton incidente. Pelo facto da absorção fotoeléctrica ser proporcional a $\frac{1}{E^3}$, o contraste da imagem diminui quando se utiliza radiação com energia mais elevada. (Bushberg et al., 2002)

Para energias inferiores a 50keV, o efeito fotoeléctrico permite obter diferenças de contraste significativas em tecidos moles cujos números atómicos sejam distintos. (Bushberg et al., 2002)

2.2 Produção de Raio-X

A radiação X pode ser produzida de várias formas: fontes radioactivas, radiação de ciclotrão, ampola de raio-X, etc. Em imagiologia médica os raios-X são, normalmente, produzidos através de uma ampola de raio-X.

A ampola de raio-X é constituída, entre outros, pelo cátodo e ânodo (figura 4). O cátodo é aquecido a grandes temperaturas e, por efeito termoiónico, são libertados electrões. Estes são acelerados em direcção ao ânodo através de uma diferença de potencial. Ao interagirem no alvo metálico (ânodo), ocorre interacção entre os electrões e o ânodo, resultando na produção de radiação de travagem e radiação característica (figura 5). (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008)

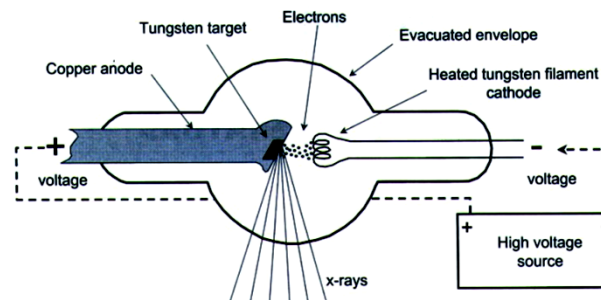


Figura 4 – Ampola de raio-X. Os electrões são libertados do filamento e acelerados até ao ânodo, onde, posteriormente, ocorre produção de raio-X. (Buzug, 2008)

2.2.1 Radiação Característica

Quando a energia dos electrões acelerados é superior à energia de ligação dos electrões orbitais, os electrões penetram nas camadas mais internas do átomo e retiram um electrão da sua orbital, deixando a orbital com menos um electrão (uma lacuna). De forma a que o átomo diminua a sua energia é necessário procurar mecanismos que resultem no preenchimento dessa lacuna. Assim, os electrões das camadas mais externas (menor energia de ligação) transitam para a orbital da lacuna, havendo libertação do excesso de energia sob a forma de um fóton característico cuja energia corresponde à diferença energética dos níveis envolvidos na transição do electrão. As energias de ligação são únicas para cada elemento e, por este facto, a radiação emitida neste processo é também característica de cada elemento utilizado no alvo. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008)

2.2.2 Radiação de travagem

Os electrões incidentes sofrem desaceleração ao interagirem com os núcleos do ânodo devido a forças de Coulomb, dando origem à radiação de travagem. Esta desaceleração (perda de energia cinética) provocada pela alteração da trajectória dos electrões incidentes dá origem à emissão de fótons X com energia igual à energia perdida pelo electrão. Uma vez que as forças de Coulomb são proporcionais ao inverso da distância

de interacção, no caso de distâncias de interacção longas os fótons produzidos são de baixa energia; pelo contrário, se a distância de interacção for reduzida, a interacção vai ser mais forte (maior perda de energia cinética) e a energia do fóton X será mais elevada. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008)

Os fótons emitidos podem ter qualquer valor até ao limite máximo da energia cinética dos electrões incidentes, determinada pelo potencial de aceleração, resultando na emissão de um espectro de energias contínuo. (Bushberg et al., 2002)

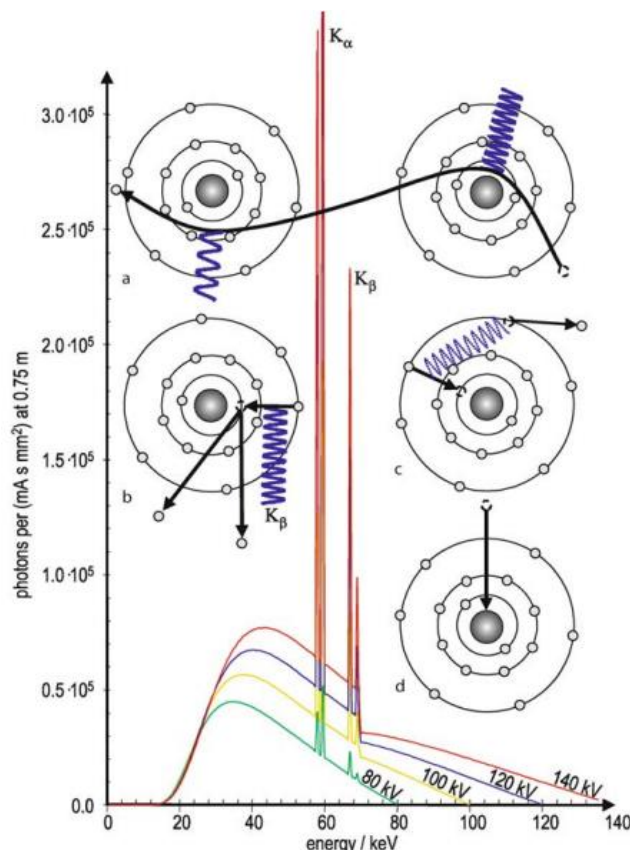


Figura 5 – Espectro típico emitido por um tubo de raio-X. Em cima: desaceleração do electrão incidente e respectiva emissão de radiação de travagem; em baixo: ejeção de um electrão interno do átomo do ânodo, transição de um electrão mais externo e respectiva emissão de radiação característica. (Buzug, 2008)

2.2.3 Filtragem

Uma vez que a radiação menos energética é mais atenuada quando interage com o material em estudo, filtrar os fótons de baixa energia é vantajoso, pois estes não contribuem positivamente para a imagem e promovem um aumento de dose para o paciente. A filtragem é executada com recurso a um material metálico, normalmente o alumínio, colocado em frente do feixe de raio-X produzido pelo ânodo. Esta filtragem

provoca um aumento da energia média do feixe poli-energético proveniente do ânodo e redução da dose de exposição. (Buzug, 2008)

2.3 Imagiologia

A radiologia convencional é a modalidade imagiológica de uso mais corrente actualmente. Esta permite obter projecções bidimensionais da zona anatómica em estudo (tridimensional). Assim, estruturas com mesma direcção mas diferentes profundidades surgem sobrepostas, sendo a imagem resultante a da soma dos coeficientes de atenuação. Este facto torna a resolução de contraste significativamente mais baixa do que quando se procede ao estudo de uma secção anatómica, possível com a TC. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008)

A ressonância magnética é uma modalidade imagiológica emergente, também tomográfica e com resolução de contraste extremamente elevada. No entanto, a incerteza de compatibilidade com todos os pacientes, um leque de aplicações mais fechado e o elevado custo quer de aquisição quer de manutenção, torna-a menos generalizada que a TC. (Buzug, 2008)

2.3.1 Tomografia Computorizada

A TC foi proposta no final dos anos 60 / início dos anos 70 por Godfrey Hounsfield e Allan Cormack pela qual foram premiados em 1979 com o prémio Nobel da medicina. Do grego *tomos* (corte) e *grafia* (desenho), esta modalidade imagiológica permite obter imagens axiais do corpo humano, sendo de extrema importância para diagnósticos correctos e tratamentos médicos adequados. Esta modalidade só foi possível com o advento dos computadores, uma vez que a imagem é reconstruída com algoritmos sofisticados, necessitando, por isso, de sistemas com poder computacional significativo. Com a TC, o computador passou a ser também um agente de formação de imagem.

A TC é uma modalidade imagiológica de uso corrente na prática médica e de grande auxílio no diagnóstico de determinadas situações clínicas. O conceito de tomografia surgiu nos anos 30 e adveio da necessidade de observar as estruturas anatómicas sem sobreposição. Para tal, foram adquiridas imagens em vários planos deslocando-se sincronizadamente a ampola e o detector em sentidos opostos, permitindo diferenciar

estruturas com profundidade distintas: aquelas situadas no centro de rotação surgem nítidas, enquanto as restantes se visualizam desfocadas e sem os contornos bem definidos (Buzug, 2008). Na figura 6 pode observar-se uma tomografia do joelho onde se verifica que as imagens dos planos acima e abaixo daquele do centro de rotação surgem desfocados, enquanto as imagens do plano que se situa no centro de rotação surge perfeitamente definido.

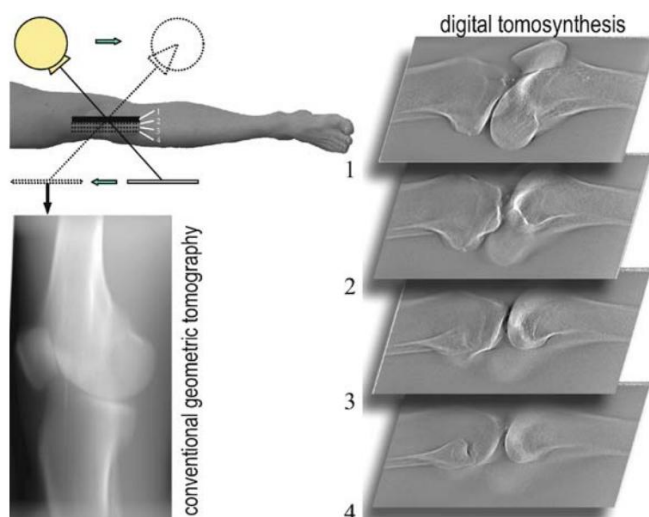


Figura 6 – Tomografia do joelho direito que demonstra o princípio da tomografia: ampola e detector movem-se em sentidos opostos ao longo das aquisições e o plano que surge no centro de rotação visualiza-se nítido na imagem, enquanto os planos superiores e inferiores surgem desfocados. Do lado direito observa-se uma tomossíntese digital realizada com um equipamento de radiologia planar modificado para o efeito. (Buzug, 2008)

Entretanto foram desenvolvidos equipamentos mais rápidos, com funcionamento diferente, e algoritmos de reconstrução de imagem mais robustos e eficientes de modo a obter melhor qualidade de imagem e com visualização de todas as estruturas na zona de interesse, sendo actualmente possível a reconstrução tridimensional de estruturas anatómicas. O desenvolvimento da TC foi extremamente importante para a redução do tempo de aquisição, reconstrução da imagem e exposição à radiação. (Buzug, 2008)

2.3.2 Evolução da Tomografia Computorizada

O desenvolvimento da TC foi faseado, registando-se várias etapas que não são igualmente classificadas pelos diversos autores. Neste trabalho optou-se pela classificação segundo Buzug.

Translação e rotação da ampola de raio-X (primeira geração)

A primeira geração é caracterizada pela translação e rotação do tubo de raio-X e detector. Como ilustrado na figura 7, a ampola de raio-X tem um movimento de translação de modo a abranger toda a área de interesse, ocorrendo, posteriormente, rotação da ampola, geralmente de 1° . De seguida verifica-se novamente translação e assim sucessivamente até completar 180° . O detector move-se conjuntamente com a ampola. Nesta geração faz-se uso de uma geometria paralela dos raios-X, isto é, os raios que chegam ao detector são paralelos entre si. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Goldman, 2007)

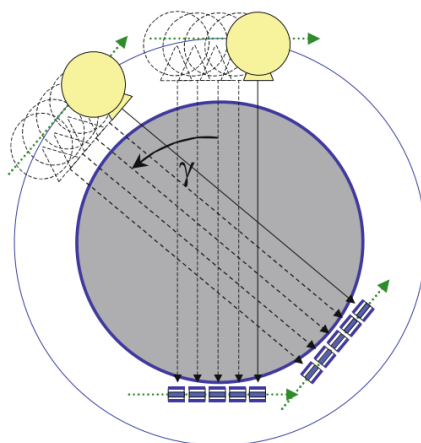


Figura 7 – Primeira geração de TC: translação da ampola e detectores seguida de rotação. (Buzug, 2008)

Nesta etapa, devido aos elevados tempos de aquisição, pensava-se que seria realizada apenas TC crânio-encefálica. Além disso, o sistema de detecção não estava preparado para a diferença de sinal detectado entre as zonas onde existem estruturas anatómicas e onde apenas existe ar. Deste modo, era necessário colocar um recipiente com água a envolver o crânio, conseguindo-se uma resposta adequada do detector e optimizando-se a sensibilidade do sistema, reduzindo a escala de intensidades substancialmente. (Goldman, 2007)

Esta configuração do sistema de TC permite grande rejeição da radiação dispersa, pois a radiação com uma direcção que não a do detector não é detectada. (Bushberg et al., 2002)

Rotação e translação de um pequeno feixe divergente (segunda geração)

A configuração da segunda geração é semelhante à da primeira, diferindo na geometria do feixe e número de detectores. O feixe é divergente, formando um determinado ângulo entre os vários raios; e o número de detectores é maior, constituindo-se uma fila de detectores (figura 8). No final da translação, a ampola de raio-X e os detectores efectuam rotação sincronizadamente. (Bushberg et al., 2002)

Devido ao aumento do número de detectores foi possível reduzir o tempo de aquisição por um factor de $1/N$, onde N é o número de detectores. Verificou-se um aumento da detecção da radiação dispersa relativamente à geração anterior, embora não seja significativa quando comparada com as gerações seguintes. (Goldman, 2007)

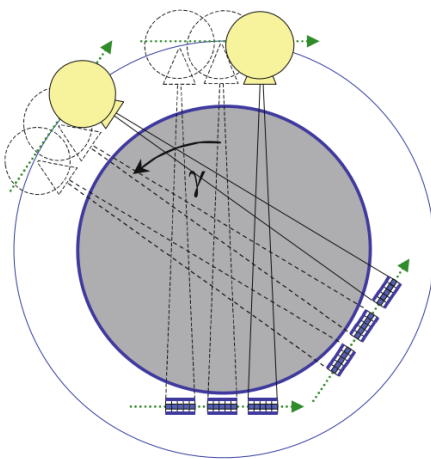


Figura 8 – Equipamento de segunda geração de TC com feixe divergente e conjunto de detectores. (Buzug, 2008)

Outras inovações relacionaram-se com a possibilidade de angular a *gantry* (ampola e sistema de detecção) relativamente à mesa, de extrema importância em determinados estudos, movimentar a mesa ao longo da *gantry* e a existência de um laser indicador do corte a examinar. (Goldman, 2007)

Rotação de um feixe divergente (terceira geração)

Na terceira geração o feixe possui um ângulo de divergência maior e implementou-se uma fila de detectores em arco, ligados mecanicamente e ambos com dimensões suficientes para abranger toda a área de interesse, como mostra a figura 9. O movimento de translação foi eliminado, permitindo rotação solidária da ampola de raio-X e detectores e consequentemente, maior rapidez de rotação e aquisição de dados. A diminuição do tempo de aquisição permitiu realizar estudos de corpo minimizando possíveis artefactos devidos a movimento do paciente. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Goldman, 2007)

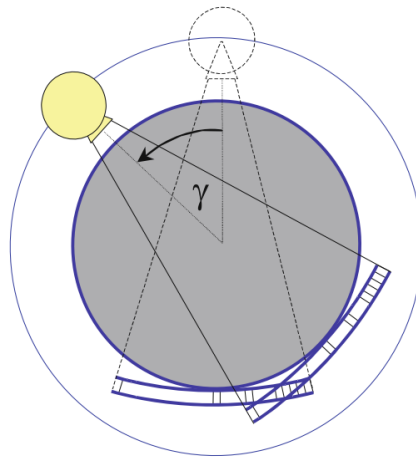


Figura 9 – Equipamento de terceira geração: feixe divergente e detectores em arco. (Buzug, 2008)

Uma vez que o arco de detectores e a ampola de raio-X estão solidários, cada detector efectua medição numa determinada distância ao centro do feixe. Neste caso, uma falha num detector traduz-se na imagem com a visualização de um anel (artefacto em anel). A minimização destes artefactos é conseguida através da construção de elevada qualidade e calibração frequente dos detectores. Posteriormente, com algoritmos de reconstrução de imagem adequados, foi possível remover quase na totalidade artefactos em anel residuais. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Goldman, 2007)

Rotação da Ampola de raio-X com Anel de Detectores Fixo (quarta geração)

A quarta geração permitiu, comparativamente à terceira geração, eliminar o artefacto em anel devido a detectores defeituosos ou mal calibrados, através da adição de mais detectores e dispondo-os em anel. Deste modo, detectores distintos recolhem informação de uma mesma distância ao centro do feixe, ao contrário da geração anterior, onde cada detector adquiria informação sempre à mesma distância do centro do feixe. A ampola de raio-X é colocada no interior ou exterior do anel e executa um movimento de rotação de 360° (figura 10). Assim, os detectores são estacionários e o tubo de raio-X executa um movimento de rotação. Os raios que chegam a cada detector são divergentes, isto é, os dados são adquiridos durante o tempo que a ampola de raio-X demora a percorrer o ângulo de divergência associado ao detector em causa. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008; Goldman, 2007)

No caso em que a ampola de raio-X se encontra dentro do anel de detectores, o diâmetro deste tem de ser relativamente elevado (170 – 180 cm) de modo a que a distância entre a ampola e a pele seja razoável. Uma forma de contornar esta situação obtém-se

colocando a ampola de raio-X no exterior do anel, sendo necessário um anel menor. Nesta configuração, é necessário garantir que o paciente não é irradiado através dos detectores situados em frente à ampola de raio-X, havendo um mecanismo que retira dinamicamente a área do anel de detecção da zona em questão. (Buzug, 2008)

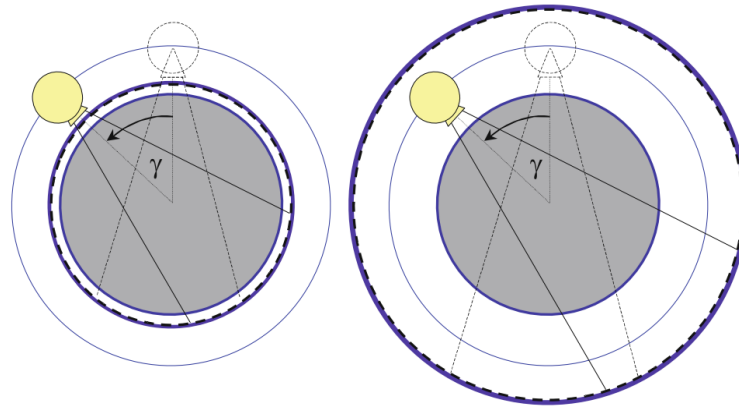


Figura 10 – Equipamento de quarta geração: anel de detectores situado no interior (à esquerda) e no exterior da ampola de raio-X (à direita). (Buzug, 2008)

Gerações Seguintes

Outras etapas na evolução da TC foram ocorrendo ao longo do tempo, como a tomografia: com movimento helicoidal e com o feixe em cone; etc. Estas vão ser brevemente referidas sem detalhes, por não serem relevantes/aplicadas no âmbito deste trabalho.

Na geração da tomografia com movimento helicoidal, foi desenvolvido um sistema de escovas/contactos deslizantes que permite a rotação contínua da ampola de raio-X e detectores (na 3ª geração). Assim, com a rotação contínua da ampola de raio-X e detectores e para aproveitar este avanço, a mesa passou a poder ter um movimento contínuo de translação, adquirindo-se dados de forma contínua paralelamente ao longo do eixo longitudinal do paciente desde o início ao final da aquisição. Para além disso, foram colocadas várias filas de detectores aumentando a eficiência de detecção dos raios-X. Estes aspectos permitiram tornar as aquisições mais rápidas. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008) Na geometria de feixe em cone, o detector é plano e efectua rotação conjuntamente com a ampola de raio-X. Uma vez que o detector é mais extenso, existe mais aproveitamento da radiação e o tempo de aquisição é mais reduzido. No que diz respeito aos algoritmos de reconstrução da imagem, eles têm de ser adaptados ao tipo de geração em questão. (Buzug, 2008)

2.4 Reconstrução da Imagem

Após a aquisição dos dados, é necessário organizá-los e processá-los de modo a obter-se uma imagem fidedigna do objecto. Tal é concretizado com pré-processamento dos dados, seguindo-se a aplicação de um algoritmo de reconstrução de imagem. A seguinte abordagem é relativa à geometria de feixe paralelo, pois é a mais simples e foi a utilizada no presente trabalho. A fonte de raio-X foi colocada a uma distância suficiente para permitir a aproximação do feixe a um feixe de raio-X paralelo.

Os dados adquiridos são calibrados com aquisições cujo único meio atravessado pelo feixe de raio-X é o ar. Esta calibração permite o ajuste de ganho electrónico de cada detector, corrigir variações da eficiência geométrica (causadas pelo desalinhamento dos detectores) e variações devidas à temperatura. (Bushberg et al., 2002; Buzug, 2008)

Uma vez que a atenuação da radiação é exponencial, como indicado na eq.1, os valores de transmissão detectados têm este tipo de dependência, pelo que precisam de ser linearizados. Assim, na realidade o que se obtém para fins computacionais é o logaritmo da razão dos valores medidos aquando da aquisição de calibração e aquisição de interesse, de forma a ser possível obter os valores de transmissão (μx) linearizados e calibrados. (Bushberg et al., 2002)

A detecção da radiação é realizada de modo contínuo, no entanto, os dados são individualizados em projecções obtidas numa determinada posição ampola/objecto. As projecções são o resultado da transmissão dos raios-X pelo objecto, que é dependente, também, do coeficiente de atenuação dos materiais que atravessa. Deste modo, considerando apenas um raio com trajectória rectilínea, dado o comprimento de onda em questão, o valor medido representa a atenuação total desse raio à medida que atravessa o objecto (figura 11), justificando-se, assim, o modelo matemático baseado no integral da linha. (Buzug, 2008; Kak et al., 1999) Na prática, o mapeamento espacial dos coeficientes de atenuação é realizado com valores discretos subjacentes ao processo de amostragem intrínseco à TC. (Buzug, 2008)

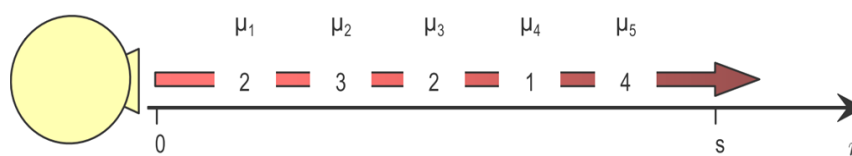


Figura 11 – Atenuação da radiação segundo um raio (uma direcção) num objecto não homogêneo. (Buzug, 2008)

Generalizando para todo o objecto irradiado, $f(x, y)$, a projecção que se obtém é o conjunto dos integrais de linha que se verificam segundo uma determinada orientação dos eixos referenciais da *gantry* (figura 12). Uma vez que a *gantry* efectua rotação, existe, também, uma rotação dos eixos. No entanto, para a reconstrução da imagem importa manter um outro referencial fixo (x,y), de tal modo que é necessário relacionar ambos os referenciais. (Buzug, 2008; Kak et al., 1999) Assim, como se observa na figura 12, é possível determinar que uma linha AB pode ser escrita, de acordo com o referencial fixo (x,y), através da equação de uma recta com ângulo θ e distante t da origem, por:

$$t = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad (4)$$

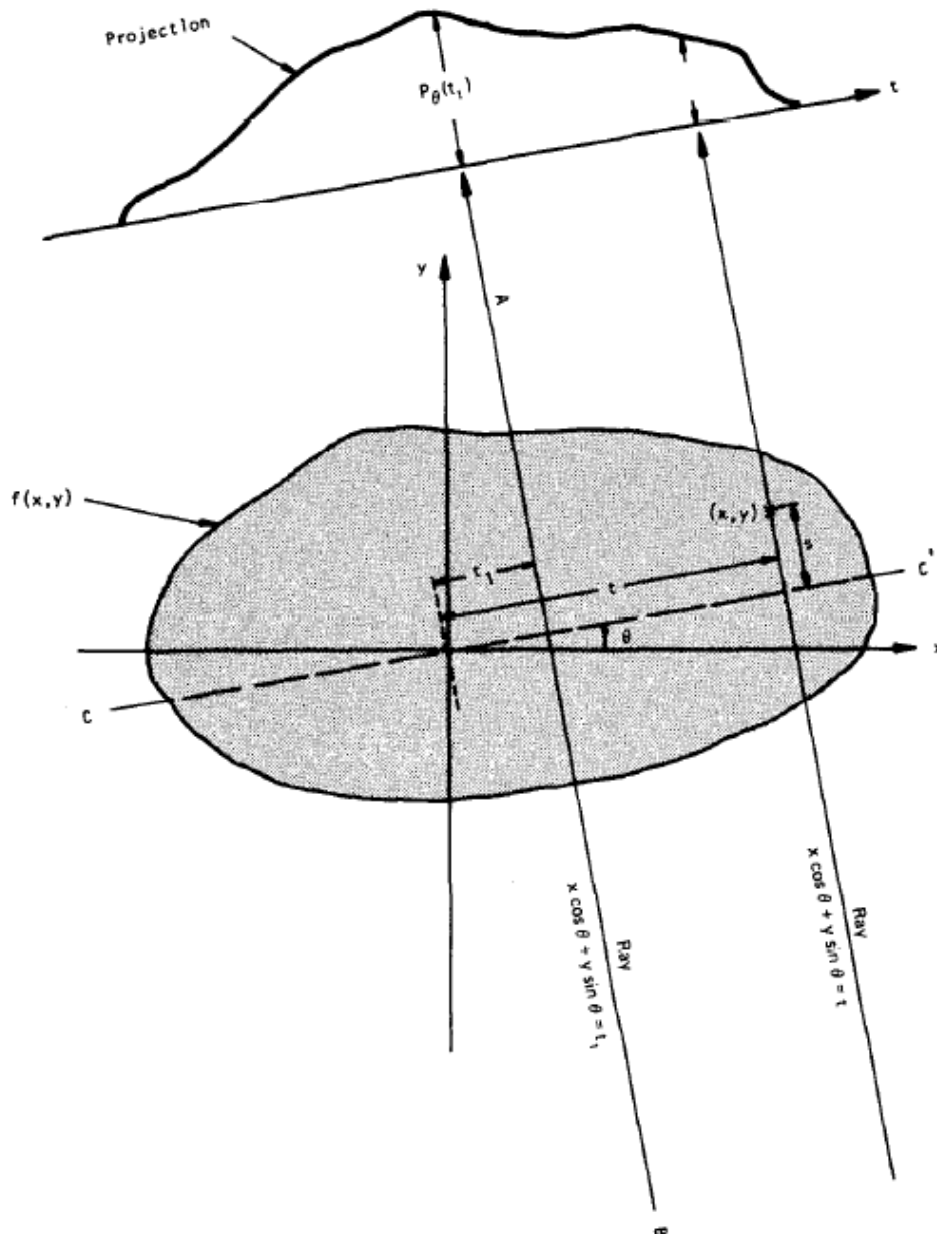


Figura 12 – Atenuação da radiação numa projecção completa da estrutura em causa. (Kak et al., 1999)

Todas as projecções, $P_\theta(t)$, podem ser definidas relativamente ao referencial fixo, recorrendo a uma função delta de Dirac, segundo a expressão:

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \delta(x \cos(\theta) + y \sin(\theta) - t) dx dy \quad (5)$$

Esta é a transformada de Radon da função $f(x, y)$. (Buzug, 2008; Kak et al., 1999)

Cada projecção adquirida designa-se de vista e, como referido anteriormente, é uma aquisição realizada numa posição ampola/objecto. Antes de se proceder à reconstrução da imagem seccional, as vistas são organizadas de forma a constituírem um sinograma (figura 13), que não é mais que a transformada de Radon do objecto em estudo. Assim, verifica-se que o sinograma é a sobreposição da transformada de Radon de objectos pontuais. O sinograma consiste numa representação gráfica da intensidade de cada raio que atravessa o objecto em função da coordenada radial t e da coordenada angular θ . (Bushberg et al., 2002)

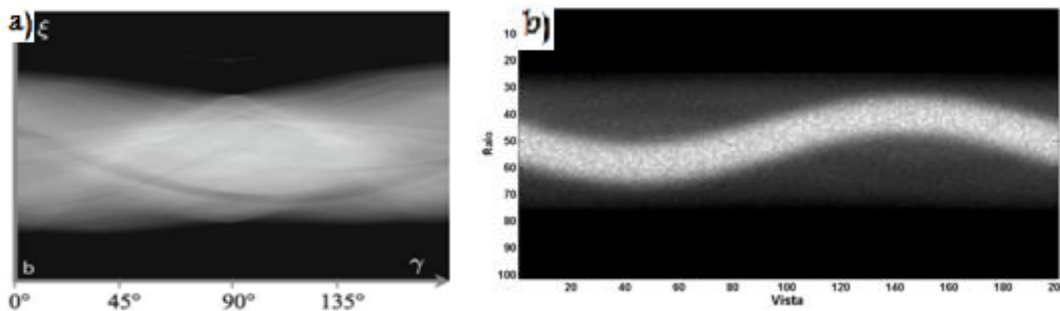


Figura 13 – Exemplo de sinogramas: a) Sinograma de um topograma torácico (Buzug, 2008); b) Sinograma do sistema proposto de aquisição com 200 vistas.

O número de raios utilizados para a reconstrução da imagem tomográfica influencia em grande medida a componente da resolução radial (resolução de contraste), bem como o número de vistas irá influenciar a componente da resolução angular (resolução espacial). (Bushberg et al., 2002)

Posteriormente, a partir dos dados, representados sob a forma de um sinograma, é reconstruída a imagem seccional do material em estudo, onde são determinados os coeficientes de atenuação dos constituintes do objecto. Esta reconstrução é concretizada através da retro projecção filtrada (FBP) que engloba vários aspectos a ter em conta. Este processo é constituído pela filtragem das projecções e retro projecção das mesmas.

No sentido de efectuar a filtragem, é necessário realizar a transformada de Fourier (TF) das projecções. A filtragem atribui um determinado peso (ponderação) às projecções

no domínio da frequência (Fourier). Após a multiplicação pelo filtro pretendido, efectua-se a transformada inversa de Fourier (IFT). (Kak et al., 1999)

Uma vez que se pretende a soma de todas as projecções, de forma a obter a imagem seccional do material analisado, pode efectuar-se a referida soma no domínio do espaço ou no domínio da frequência. Na FBP a soma (retroprojectão) é efectuada no domínio do espaço uma vez que estão operações de interpolação envolvidas (figura 14). A interpolação no domínio da frequência é complexa e evitável. (Kak et al., 1999)

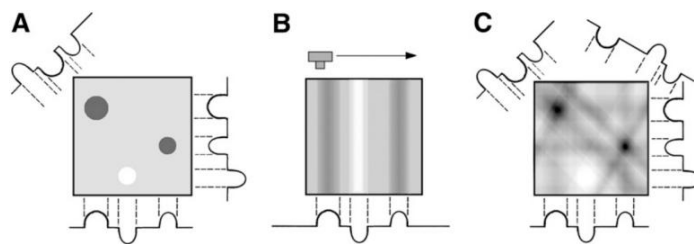


Figura 14 – Exemplo da retroprojectão com um fantoma com três objectos com coeficientes de atenuação distintos. A – aquisição das projecções; B – Retroprojectão de uma projecção; C – Retroprojectão com quatro projecções. (Goldman, 2007)

Segundo Kak, a FBP é, sumariamente, constituída pela:

- ❖ TF das projecções;
- ❖ Filtragem das projecções com um filtro rampa restringido por uma janela (Ram-Lak, Shepp-Logan, Hamming...);
- ❖ IFT das projecções filtradas;
- ❖ Retroprojectão das projecções filtradas no plano da imagem.

É possível aplicar vários filtros às projecções obtidas. Os mais habituais e que foram utilizados no âmbito deste trabalho são: Ram-Lak (Ramachandran e Lakshminarayanan), Cosine, Shepp-Logan (Shepp e Logan), Hamming e Hann (Hanning). Estes filtros realçam as altas frequências, diferindo apenas na forma de terminação do filtro (janela), como ilustrado nos gráficos da figura 15. Nos referidos gráficos, q representa a frequência e $G(q)$ o ganho devido à aplicação do filtro. Pela ordem com que estão enumerados, vão ficando mais suaves, isto é, os contornos e altas frequências não surgem tão definidos, verificando-se, no entanto, uma redução progressiva do ruído. (Buzug, 2008)

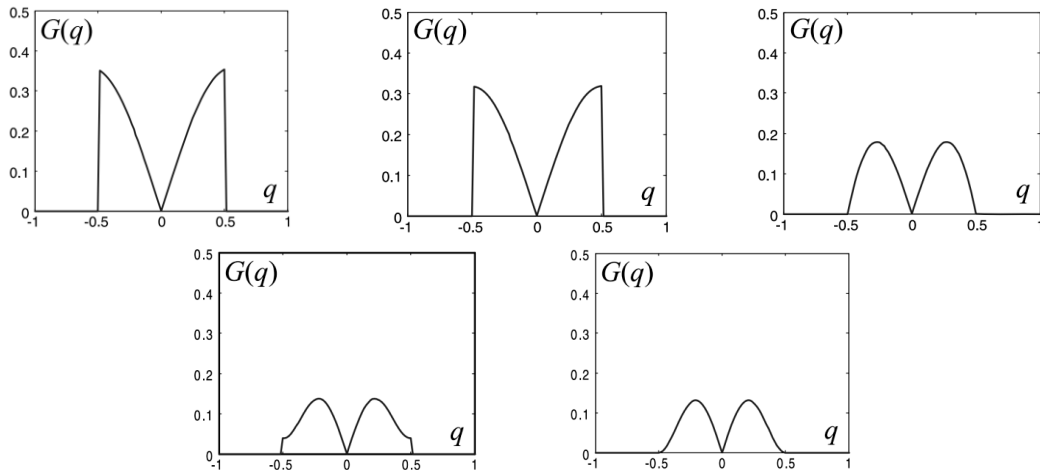


Figura 15 – Janela dos diferentes filtros utilizados no âmbito deste trabalho, da esquerda para a direita, ram-lak, shepp-logan, cosine, hamming, hanning. (Buzug, 2008)

No presente trabalho, as aquisições experimentais foram baseadas na terceira geração de equipamentos TC com feixe de raio-X paralelo e detector planar. Esta geração é a mais utilizada actualmente e é relativamente simples de reproduzir. No sistema de detecção da radiação foi utilizado um *Micro Patterned Gaseous Detector* (MPGD), baseado na MHSP. A MHSP, abordada em detalhe posteriormente, permite a operação em modo de contagem de fóton único, com resolução em energia, o que comporta vantagens, nomeadamente na relação sinal ruído (SNR) (Giersch et al., 2004) e na melhoria de contraste das imagens (Oliveira et al., 2008).

Seguidamente será abordado o tema da detecção da radiação, onde se engloba os detectores sólidos e os detectores gasosos, utilizados em imagiologia, com uma explicação detalhada acerca da MHSP.

2.5 Detecção da radiação

O sistema de detecção é um dos constituintes mais importantes de um equipamento de TC. Este sistema permite converter os raios-X em sinal eléctrico e amplificá-lo.

Os raios-X são detectados através das suas interacções com a matéria, podendo ser medidos com diferentes tipos de detectores. Assim, é possível classificar os detectores em dois grandes tipos: detectores gasosos ou sólidos, consoante o seu modo de funcionamento.

2.5.1 Detectores Sólidos Cintiladores

Os detectores de estado sólido são, actualmente, os mais frequentes em TC. Estes detectores são constituídos por um meio cintilador e um fotodetector. Ao interagirem, os fótons de raio-X provocam a excitação do material cintilador, que por sua vez emite fótons na gama de comprimentos de onda do visível. Os fótons emitidos pelo meio cintilador são detectados por um fotodetector. (Buzug, 2008; Knoll, 2000)

A escolha do meio cintilador é de extrema importância tendo em conta a capacidade de conversão de raio-X em luz e o tempo de decaimento. Um sinal originado por um impulso de radiação leva um determinado tempo a decair, que é definido pelo tempo de decaimento do material e pela sua fosforescência. Quanto menor o tempo de decaimento do sinal, melhor é a qualidade da imagem obtida, nomeadamente no que se refere à resolução espacial. (Kalender, 2000; Knoll, 2000)

Alguns materiais comumente utilizados para fabrico destes detectores são o germanato de bismuto (BGO), iodeto de cério (CsI), tungstato de cádmio e materiais cerâmicos constituídos por óxidos de terras raras, como o oxissulfeto de gadolínio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$). (Buzug, 2008; Kalender, 2000; Knoll, 2000)

Aglomerando várias fileiras de detectores cintiladores formam-se detectores planos. Estes têm a vantagem de aumentar a área de detecção de radiação, tornando a aquisição mais rápida e com menor dose. (Buzug, 2008)

2.5.2 Detectores Gasosos

Os detectores gasosos são utilizados frequentemente na terceira geração de equipamentos TC. Este tipo de detectores, usualmente, é formado por séries de ânodos e cátodos com uma diferença de potencial entre si. Os fótons X interagem com o gás e, quando possuem energia suficiente, ionizam-no por efeito fotoeléctrico. Os electrões

ejectados e os iões criados na interacção, uma vez sujeitos à diferença de potencial entre os eléctrodos, migram em sentidos opostos, para os ânodos e cátodos, respectivamente. O movimento de cargas produz um impulso de corrente proporcional à energia dos raios-X detectados. (Buzug, 2008)

As zonas de ionização devem ser longas e estar a alta pressão de forma a aumentar a eficiência quântica de detecção destes detectores. Outra vantagem das câmaras de ionização longas é a eliminação de fotões com entrada oblíqua relativamente aos eléctrodos, funcionando como colimador. (Buzug, 2008)

2.6 Micro Hole & Strip Plate (MHSP)

A MHSP consiste num dispositivo híbrido que combina numa mesma microestrutura o funcionamento de duas outras microestruturas: *gas electron multiplier* (GEM) e *microstrip plate* (MSP). (Veloso et al., 2002). Este sistema pode funcionar em modo de contagem de fotão único, o que permite armazenar informação acerca da energia de um fotão detectado em determinada posição.

2.6.1 GEM

A microestrutura em causa consiste num polímero isolante, de 50 μ m, revestido por uma fina camada de metal em ambas as faces, de 5 μ m cada, cauterizado quimicamente de forma a criar elevada densidade de furos bicónicos que atravessam toda a estrutura. O diâmetro dos furos é de 70 μ m e estão distanciados 100 μ m. Aplicando uma diferença de potencial adequada entre as duas faces condutoras é criado um elevado campo eléctrico nos furos (uma das faces é o cátodo e a outra o ânodo), como observado na figura 16. Os electrões provenientes da zona de deriva, acima do cátodo, são dirigidos para os furos e, antes de emergirem pela face oposta, são multiplicados em avalanche devido ao elevado campo eléctrico existente nessa zona. Depois de amplificada, a carga é recolhida pelo ânodo e um sinal eléctrico é produzido. (Bachmann et al., 2000; Sauli, 1997, 2007)

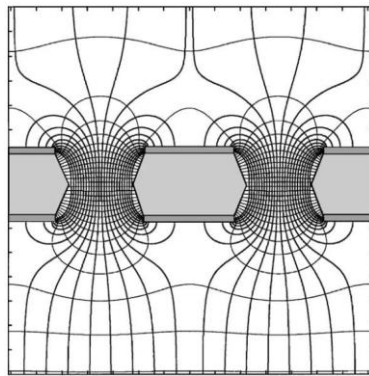


Figura 16 – Estrutura básica de uma estrutura GEM e distribuição das linhas de campo eléctrico. (Sauli, 2002)

A GEM permite determinar a posição do local de onde provem a carga produzida, tem uma taxa de detecção intrínseca da ordem de 1MHz/mm^2 e ganhos na ordem de grandeza de 10^3 . Uma vez que é uma estrutura flexível os detectores podem ter outras formas que não a planar. (Sauli, 2007)

2.6.2 MSP

Esta estrutura é constituída por um substrato isolante onde são colocadas fitas metálicas formando um padrão de ânodos e cátodos alternados no mesmo plano. Com uma diferença de potencial adequada entre os ânodos e os cátodos as linhas de campo da região de deriva direccionam-se para as fitas dos ânodos, onde, no seu percurso, os electrões sofrem amplificação por avalanche. Uma vista esquemática desta estrutura é visível na figura 17. (Shekhtman, 2002)

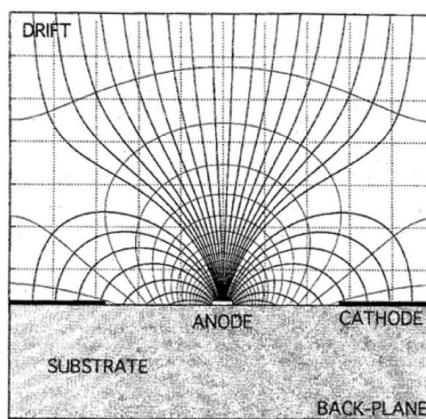


Figura 17 – Estrutura de uma MSP com a distribuição das linhas de campo eléctrico. (Shekhtman, 2002)

2.6.3 MHSP

A MHSP combina as duas estruturas anteriores no mesmo suporte. Uma vez que faz uso destas duas estruturas, é possível obter duas zonas de multiplicação da carga independentes e separar as regiões de multiplicação da carga e detecção das zonas onde os electrões se deslocam. Esta estrutura de detecção pode obter ganhos superiores a 10^4 em Xe a 1atm. (Veloso et al., 2000)

A MHSP é constituída por um polímero Kapton de 50 μ m de espessura onde é depositada uma película de cobre de 5 μ m de espessura em ambas as faces. A face de microfita (*microstrip*) da estrutura, a inferior, é obtida através de técnicas de gravação por microlitografia. Nas filas correspondentes ao cátodo são criados furos bicónicos, que atravessam toda a estrutura. Assim, a face superior é perfurada sendo semelhante a uma estrutura GEM (figura 18). (Veloso et al., 2000)

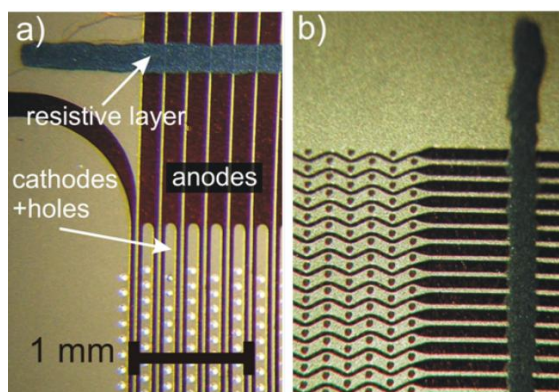


Figura 18 – Fotografia da MHSP: a) visualização da face tipo MSP; b) visualização da face tipo GEM.

Aplicando uma diferença de potencial adequada entre o eléctrodo da face superior e os cátodos da face inferior da microestrutura, os electrões provenientes da zona de deriva são focados para os furos. Como o campo eléctrico dentro destes é elevado, ocorrendo multiplicação das cargas por avalanche. Aplicando uma diferença de potencial apropriada entre os ânodos e os cátodos (da face inferior), os electrões oriundos dos furos dirigem-se para os ânodos ocorrendo novamente multiplicação das cargas (figura 19).

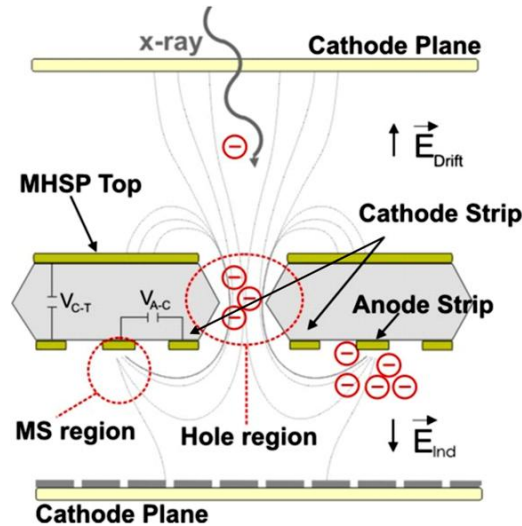


Figura 19 – Princípio de funcionamento da MHSP, onde se visualizam ambos os lados da estrutura com dois estágios de amplificação.

2.6.4 Resolução em posição

A determinação da posição bidimensional do evento é realizada com recurso a fitas resistivas. Para tal, na face semelhante a GEM (superior) são gravadas, perpendicularmente às microfistas da face inferior (tipo MSP), fitas em zigue-zag de forma a acompanhar o padrão de furos. Estas fitas são unidas por uma fita resistiva. De forma semelhante, também os ânodos da face oposta estão interligados por outra fita resistiva. As duas fitas resistivas são perpendiculares entre si. (Luz et al., 2007b)

A linearidade da determinação da posição e a relação sinal ruído (SNR – *signal to noise ratio*) dependem do valor da resistência escolhido, de tal forma que se deve seleccionar uma resistência com a qual se obtenha um compromisso que permita uma boa qualidade de imagem. Os valores típicos da resistência situam-se entre os 15kΩ e os 25kΩ, e consequentemente ter-se-á 150Ω entre ânodos consecutivos. (Luz et al., 2007a)

A carga produzida pelo detector é medida por quatro pré-amplificadores, um em cada extremidade das fitas resistivas. O sinal obtido após uma interacção traduz-se por

$$x = k \frac{X_L}{X_L + X_R} \quad (6)$$

sendo a sua posição no eixo x determinada através da eq.6, onde X_L e X_R correspondem à amplitude dos impulsos detectados, respectivamente, nas extremidades esquerda e direita da fita resistiva do eixo x e k uma constante de calibração. O mesmo se aplica para a direcção y. A energia do fotão detectado é proporcional à amplitude dos impulsos, sendo

possível determiná-la através da soma dos impulsos das duas extremidades de uma das fitas resistivas, segundo:

$$E = l \times (y_A + y_B) \quad (7)$$

Todo este processo é demonstrado na figura 20. (Luz et al., 2007b)

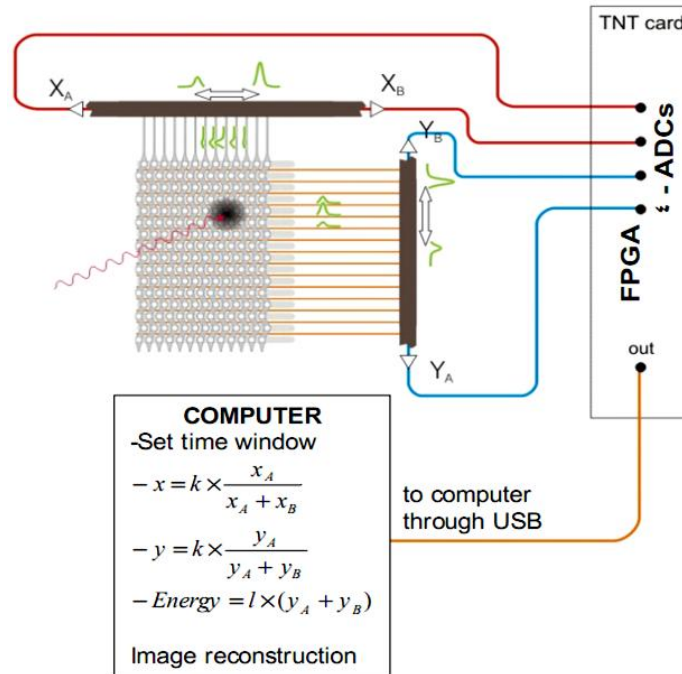


Figura 20 – Modo de determinação da posição de interacção do fóton X e respectiva energia com o detector.

O sinal originado na face semelhante a GEM é induzido pela carga nos ânodos da face de microfitas e a sua amplitude é cerca de 35% daquela existente nos ânodos.

2.6.5 Resolução em Energia

Uma vez que a MHSP opera em modo de contagem de fóton único, é possível armazenar no sistema informação acerca de cada evento, resultante de uma interacção única com o detector. Esta informação engloba a posição da interacção (referida anteriormente) e a energia. A MHSP possui uma resolução em energia de 13,5% para fótons de 5.9keV de energia e com um ganho de 10^4 . (Luz et al., 2005) Deste modo, é possível criar uma imagem fazendo uso da energia dos fótons em cada posição.

A informação acerca da energia de cada fóton permite efectuar melhorias da qualidade da imagem criada quando comparada com a imagem obtida sem proveito dessa mesma informação. Dependendo das estruturas/materiais que se pretendem observar, pode seleccionar-se uma gama de energia mais favorável. Ao desprezar-se as energias não

significativas para determinado estudo são realçadas as zonas de importância, aumentando o contraste da imagem. Outra forma de melhoria do contraste baseia-se em atribuir ponderação aos fotões em função da energia que possuem. Estes aspectos serão abordados posteriormente, com maior detalhe.

2.6.6 Vantagens da MHSP

A aplicação da MHSP em estudos de imagiologia oferece vantagens relativamente aos detectores um uso actualmente. Na generalidade, os MPGD possuem: a possibilidade de definir um limiar a partir do qual os impulsos são considerados permitindo rejeição de ruído electrónico; permitem utilização de toda a área do detector, por não possuir zonas mortas; possuem uma resolução em posição intrínseca elevada, menor que $50\mu\text{m}$; têm elevada gama dinâmica e possibilidade de moderadas taxas de contagem; são detectores de baixo custo e bastante simples de construir; operam à temperatura ambiente, são versáteis e portáteis.

Especificamente, no que diz respeito à MHSP, ela permite ganhos da ordem de 10^4 a 10^5 , aquisição rápida da carga, cerca de 10ns; taxa de contagens superiores a 0.5MHz/mm^2 ; capacidade de funcionamento a alta pressão e capacidade intrínseca de determinação da posição com linhas resistivas cujo desvio padrão ronda os $125\mu\text{m}$.

Para além de todas as vantagens referidas anteriormente, a capacidade de resolução em energia permite a melhoria do contraste da imagem, o que é de suma importância em determinadas aplicações como no estudo da mama.

2.7 Ponderação em energia

As imagens de TC utilizadas actualmente para diagnóstico surgem numa escala de tons de cinzento baseada na distribuição de intensidades nos pixéis dependente da carga detectada. Esta intensidade está relacionada com o coeficiente de absorção dos materiais que é dependente da energia utilizada. (Giersch et al., 2004) No entanto, com os detectores empregues hoje em dia não é possível conhecer a energia de cada fotão individual, pois não têm capacidade para armazenar informação de apenas um fotão. Ao invés, integram toda a carga (de todos os fotões) detectada. (Niederlonhner et al., 2005)

Em detectores com resolução em energia (contagem de fóton único) é possível conhecer a energia de cada fóton, pois estes detectores têm capacidade de armazenar informação da posição de interacção e energia, como referido anteriormente.

A informação da energia permite atribuir a cada fóton um determinado peso na imagem final. A intensidade de um determinado pixel, \tilde{S} , é, assim, dada por:

$$\tilde{S} = \sum_i S_i w_i \quad (8)$$

onde S_i é o número de fótons com energia correspondente ao canal i do pixel em questão e w_i o peso atribuído ao sinal do canal i . Assim, é possível que cada fóton tenha um determinado peso na imagem final, estabelecendo a importância de cada sinal, sendo possível aumentar a relevância de uns em detrimento de outros. (Giersch et al., 2004)

A informação acerca da energia permite seleccionar um factor de ponderação adequado com o objectivo de melhorar a qualidade da imagem, nomeadamente a SNR e o contraste. Giersch et al realizaram um estudo no sentido de conhecer o factor ideal para maximizar estes parâmetros qualitativos da imagem, chegando à conclusão que, para baixas energias (até 40keV), o factor ideal seguia uma função proporcional a $\frac{1}{E^3}$. A partir de 40keV, este factor começa a desviar-se da maximização da SNR. (Giersch et al., 2004; Niederlonhner et al., 2005) Ponderar a energia segundo este factor é aplicar a técnica de ponderação em energia (EWT – *Energy Weighting Technique*).

Observando o gráfico de atenuação da radiação da figura 21, verifica-se que, para baixas energias, o efeito de atenuação predominante em tecidos moles é a absorção fotoeléctrica, que, como referido anteriormente, é proporcional a $\frac{1}{E^3}$. O desvio observado, com início aos 40keV, é devido ao efeito de Compton que se torna mais relevante com a diminuição do efeito fotoeléctrico. (Giersch et al., 2004)

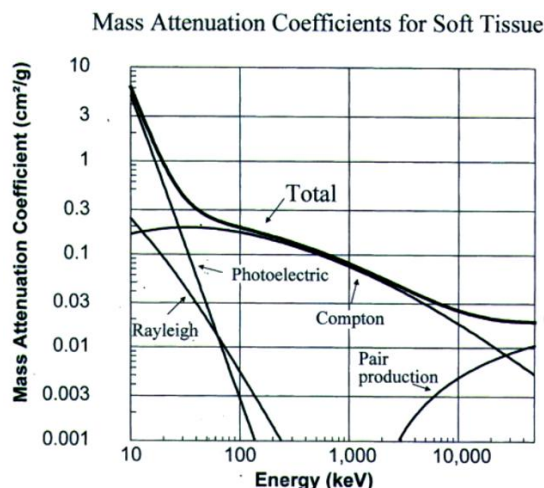


Figura 21 – Coeficiente de atenuação total em função da energia de radiação para tecido mole. (Bushberg et al., 2002)

Além da ponderação referida anteriormente, existem dois casos específicos a referir. Definindo o factor de ponderação constante para todos os eventos, obtém-se uma imagem *counting*, ou seja, são contados os fotões que interagem em cada pixel. Quando o factor de ponderação é proporcional à energia de cada fotão, efectua-se uma integração da carga (impulso é proporcional á energia), obtendo-se uma imagem *integrating*. Este último caso, integração da carga, corresponde ao funcionamento dos detectores utilizados presentemente. (Giersch et al., 2004)

A aplicação da MHSP à radiologia convencional com técnica de ponderação de energia foi estudada por Oliveira et al, obtendo-se melhorias no contraste da imagem. (Oliveira et al., 2008) A ponderação em energia pode ser aplicada a outras áreas da imagiologia médica, nomeadamente a TC.

A execução de TC com a MHSP beneficia de todas as vantagens inerentes a este detector, podendo ainda aplicar-se a ponderação em energia descrita anteriormente. Uma vez que a imagem seccional de TC é baseada num determinado número de vistas, formando um sinograma, pode aplicar-se a técnica de ponderação em energia nas vistas (sinograma) para obter uma imagem seccional correspondente, de forma semelhante ao realizado em radiologia convencional. Tal como em radiologia convencional, procura-se melhoria do contraste da imagem.

Capítulo 3

3 Configuração Experimental

3.1 Sistema Experimental

As aquisições das imagens seccionais foram realizadas num sistema de TC de terceira geração com geometria de feixe paralelo, cujo sistema experimental é constituído por um tubo de raio-X (series 5000 Apogee da Oxford), uma folha de alumínio, um fantoma, um motor de rotação passo-a-passo e um detector baseado na microestrutura MHSP.

O tubo de raio-X da Oxford permite uma kVp de 50kV. A folha de alumínio com cerca de 2mm de espessura teve como finalidade a filtragem da radiação proveniente do tubo de raio-X. Pode ser vista uma fotografia do tubo de raio-X na figura 23, sem filtro de alumínio.

O fantoma utilizado é cilíndrico e foi construído em Polimetilmetacrilato (PMMA). Tem 15mm de diâmetro e 30mm de altura; a sua base, de maior diâmetro, possui 20mm de diâmetro e 10mm de altura. O fantoma possui dois furos cilíndricos paralelos ao seu eixo longitudinal, um com 5mm e outro com 2mm de diâmetro, com a possibilidade de colocar diferentes materiais para fazer diversos estudos (figura 23). Durante o trabalho foram inseridos latão, giz ou alumínio nos referidos furos. O fantoma foi fixado ao motor de rotação.

O motor tem um incremento mínimo de 1.8° , havendo a possibilidade de seleccionar ângulos múltiplos de 1.8° (1.8° , 3.6° , $7.2^\circ \dots 180^\circ$, 360°) para definir o incremento desejado. Uma fotografia do motor visualiza-se na figura 23. Foi montado um sistema de controlo da rotação do motor que permite definir o tempo de aquisição (t_{aq}) de cada vista e o tempo de mudança de posição (t_{mp}) para a aquisição da vista seguinte. É ainda possível determinar o número de voltas pretendidas. A selecção dos parâmetros de rotação é efectuada numa aplicação criada para o efeito em LabView e apresentada na figura 22.

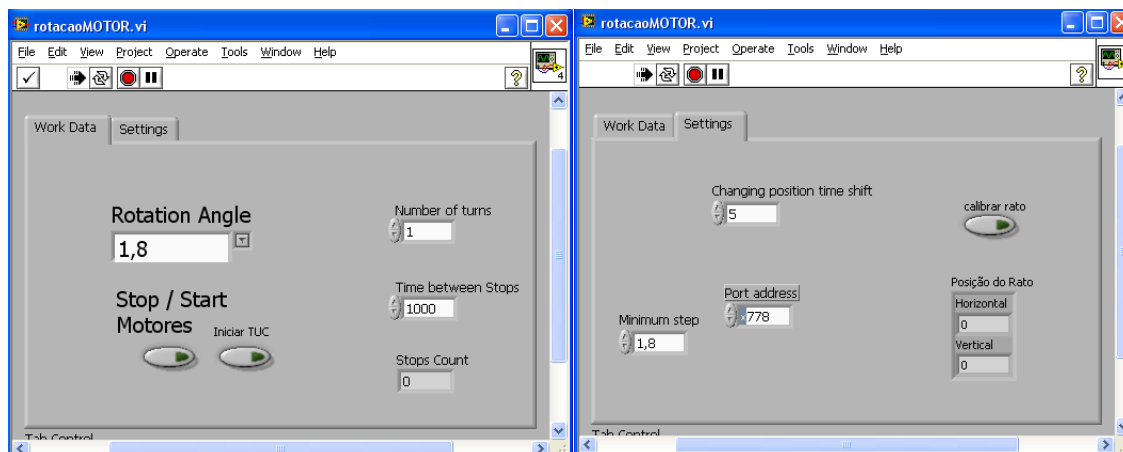


Figura 22 – Aplicação em LabView para definição dos parâmetros de rotação.

A aplicação construída permite, para além de determinar os parâmetros de rotação, iniciar o programa de aquisição de dados simultaneamente ao início da rotação do motor, uma vez que consistem em plataformas independentes. Deste modo, é possível a aquisição de dados sincronizada com a rotação do motor, e consequentemente, do fantoma.

A MHSP (figura 23) descrita anteriormente, permite a detecção dos fotões X, armazenando a posição de interação e a energia de cada fotão individualmente.

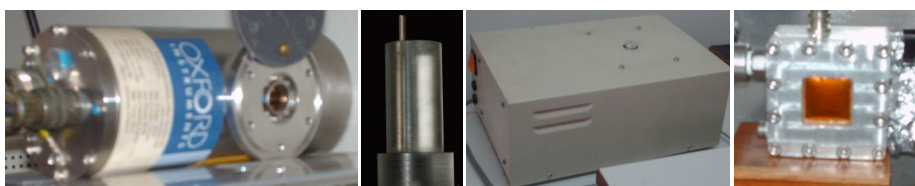


Figura 23 – Componentes do sistema experimental. Da esquerda para a direita: Tubo de raio-x, fantoma, motor de rotação e detector.

3.2 Método Experimental

A ampola de raio-X foi dirigida para o fantoma e detector, estando todo o sistema alinhado (figura 24). Utilizou-se um potencial de 30kV e uma corrente entre 0,007 e 0,400mA no que diz respeito às condições de exposição do tubo de raio-X. O tempo de aquisição de cada vista que variou entre 1 a 5seg, o que faz um total de aproximadamente 4 a 17 minutos por aquisição. A geometria de feixe pode ser aproximada a paralela pois a ampola de raio-X está a uma distância elevada (aproximadamente 150cm).

O feixe foi filtrado com uma folha alumínio de cerca de 2mm e colimado a uma pequena secção do fantoma.

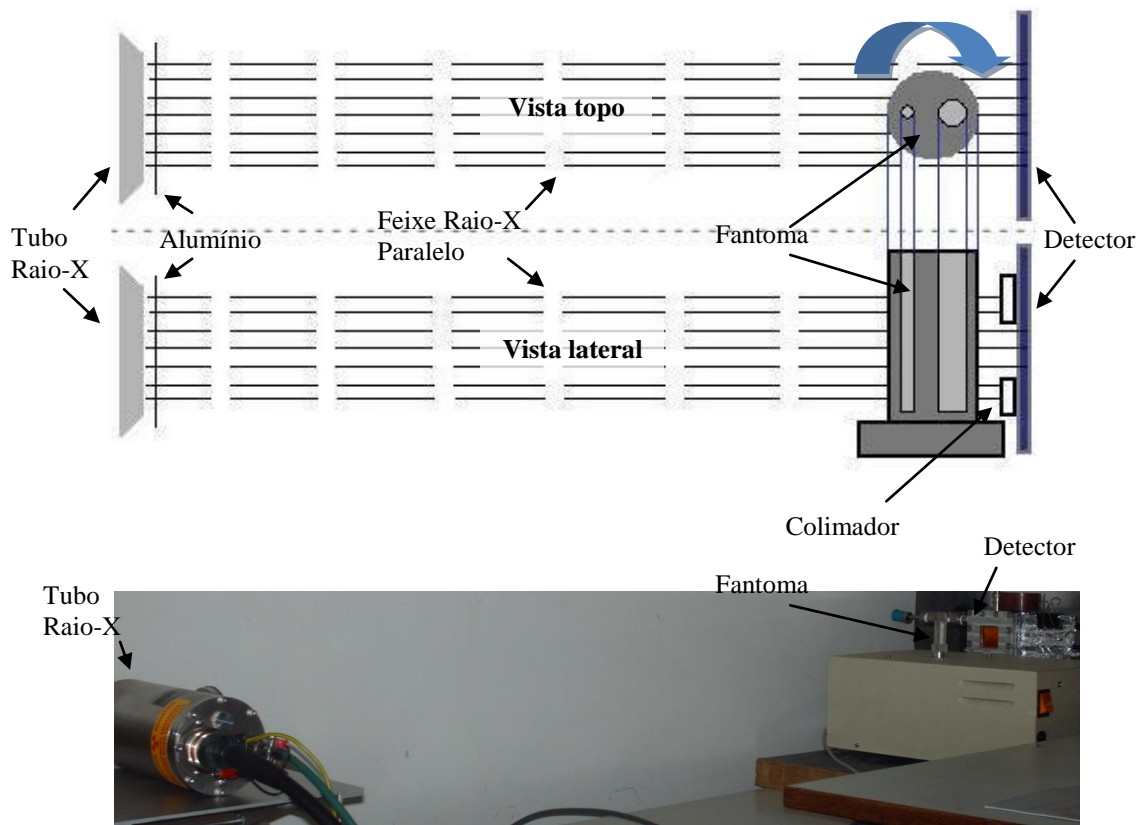


Figura 24 – Disposição dos elementos do sistema experimental para aquisição de dados.

Seleccionou-se o incremento mínimo (1.8°) para se obter o maior número de vistas exequível, 200, e, conseqüentemente, a melhor resolução possível. O t_{aq} (cada vista) variou entre 1 e 5seg, e o t_{mp} foi de 0,5mseg, o que faz um total de aproximadamente 4 a 17 minutos por aquisição. Ao iniciar a rotação do fantoma foi iniciada também a aquisição/gravação de dados.

3.2.1 Pré – Processamento e Reconstrução da Imagem

O sistema de aquisição que recolhe os sinais provenientes das extremidades das fitas resistivas, depois de serem amplificados num preamplificador (Camberra 2006), consiste num ADC de 4 canais, 14 bits e 100MHz (CAEN N1728 NIM module) com ligação USB a um PC. Cada um dos canais recolhe sinais provenientes de cada uma das extremidades das duas fitas resistivas. Cada impulso detectado, por cada um dos canais, é guardado discriminando-se o canal do ADC onde ele chegou, a sua amplitude e o instante de tempo em que foi medido. Um programa desenvolvido em MatLab para o efeito analisa e trata estes eventos considerando como correspondentes à interação de um fóton X quatro

impulsos provenientes de canais todos diferentes e medidos numa janela temporal apropriada. Através das amplitudes destes quatro impulsos são determinadas as coordenadas da posição de interacção e a energia do fotão X segundo as eq.6 e eq.7.

A aquisição de dados é contínua desprezando-se os fotões X medidos durante os intervalos de tempo correspondentes à mudança de posição do fantoma por introduzirem artefactos de movimento. As informações dos restantes fotões são separadas em três *arrays* de células, x , y e en , respectivamente a posição na direcção x , a posição na direcção y e a energia. Cada *array* contém um número de células igual ao número de vistas executadas, de tal forma que cada célula, com um vector, contém os dados dos fotões adquiridos durante uma única vista. Embora o comprimento dos vectores possa variar de uma célula para outra (pois o número de fotões detectados em cada vista está sujeito a variações estatísticas), o comprimento dos vectores correspondentes à mesma vista é igual, sendo que cada elemento i de cada um dos vectores de cada *array* corresponde à informação do fotão i medido (figura 25).

Vista	1	2	...	n_{vistas}
x	$\begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \dots \\ x_{nf_1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \dots \\ x_{nf_2} \end{pmatrix}$...	$\begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \dots \\ x_{nf_{n_{vistas}}} \end{pmatrix}$
y	$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \dots \\ y_{nf_1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \dots \\ y_{nf_2} \end{pmatrix}$...	$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \dots \\ y_{nf_{n_{vistas}}} \end{pmatrix}$
en	$\begin{pmatrix} en_1 \\ en_2 \\ en_3 \\ \dots \\ en_{nf_1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} en_1 \\ en_2 \\ en_3 \\ \dots \\ en_{nf_2} \end{pmatrix}$...	$\begin{pmatrix} en_1 \\ en_2 \\ en_3 \\ \dots \\ en_{nf_{n_{vistas}}} \end{pmatrix}$

Figura 25 – Organização dos dados adquiridos durante a aquisição TC.

Assim, o primeiro fotão detectado da primeira vista observa-se nos *arrays* da vista 1: na posição x será o elemento x_1 , na posição y será o elemento y_1 e será o elemento en_1 na energia, todos eles da primeira célula. Posteriormente, os dados adquiridos são ordenados e processados em Matlab com a finalidade de colocar os dados em forma de sinograma. Foi construído um código que permite esta ordenação.

Este código foi elaborado de forma a serem construídos três sinogramas: sinograma *integrating*, sinograma *counting* e sinograma EWT, dependendo da ponderação de cada fotão consoante discutido anteriormente. Os três tipos de sinograma permitem reconstruir três tipos imagens seccionais, cada uma correspondente ao sinograma que lhe deu origem.

Inicialmente, os dados de cada célula (cada vista) foram organizados de modo a se obter uma distribuição de intensidades segundo x e y. A intensidade de cada pixel depende da ponderação atribuída a cada fotão (*integrating* – $\sum S_i E$, *counting* – $\sum S_i$ ou EWT – $\sum S_i \frac{1}{E^3}$). Posteriormente, a matriz de cada projecção é somada para obter uma linha do sinograma. Este procedimento é repetido para todas as células, obtendo-se no final o sinograma correspondente à ponderação pretendida.

Após dispor os dados na forma de sinograma (transformada de Radon), recorreu-se à função *iradon*, inversa da transformada de Radon, disponível na *imaging processing toolbox* do Matlab, que permite reconstruir a imagem seccional a partir de projecções obtidas com geometria de feixe paralela, possibilitando a escolha de vários parâmetros para ajustar a reconstrução à aquisição realizada.

A função *iradon* tem como parâmetros de entrada a matriz dos dados das projecções (sinograma) e um vector com os ângulos de cada projecção. Adicionalmente, é possível seleccionar o tipo de filtro a aplicar na reconstrução da imagem.

Um resumo dos passos da reconstrução da imagem, na forma de diagrama de fluxo, pode ser visualizado no diagrama 1.

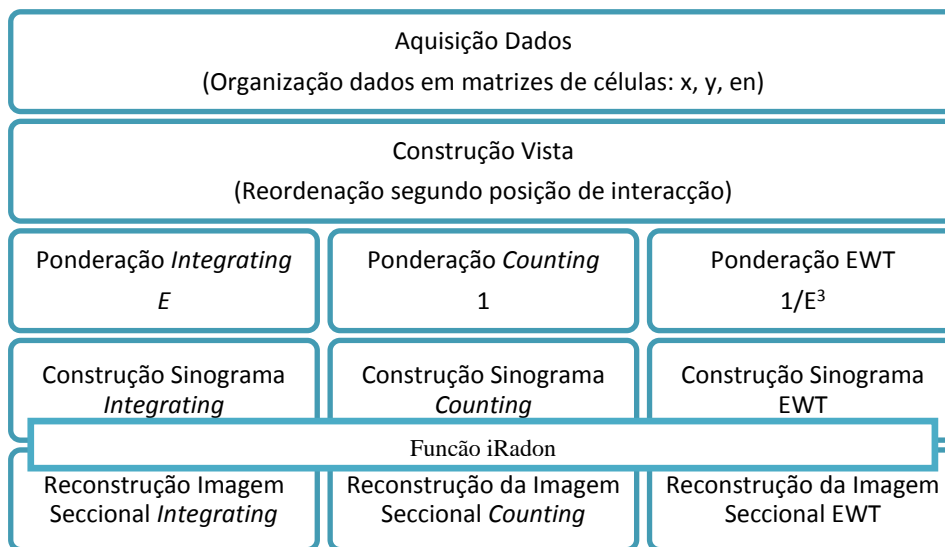


Diagrama 1 – Diagrama de fluxo do processo de reconstrução da imagem seccional.

3.2.2 Avaliação do Contraste e Melhoria do Contraste

O cálculo do contraste, C , de uma zona da imagem, é efectuado através de:

$$C = \frac{\langle I' \rangle - \langle I \rangle}{\langle I' \rangle} \quad (9)$$

onde $\langle I' \rangle$ é a intensidade média da zona de maior intensidade e $\langle I \rangle$ é a intensidade média da zona de menor intensidade. (Oliveira et al., 2008)

A relação de contraste, CE, entre as diferentes imagens, que permite determinar se existe, efectivamente, melhoria de contraste é a seguinte

$$CE = \frac{C_A}{C_B} \quad (10)$$

onde C_A é o contraste da imagem A e C_B , o contraste da imagem B, obtidos pela eq.9. Se a relação de contraste for superior a 1, verifica-se uma melhoria de contraste da imagem A relativamente à imagem B. (Oliveira et al., 2008) A melhoria de contraste foi avaliada entre as imagens EWT e *integrating* e as imagens *counting* e *integrating*, para aquisições com o fantoma com giz no furo de 5mm e ar (sem qualquer objecto) no furo com 2 mm.

3.2.3 Avaliação da SNR e melhoria de SNR

Um outro parâmetro importante para avaliar a qualidade da imagem é a SNR. Esta relação pode ser calculada na imagem através de:

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (11)$$

onde μ é a intensidade média e σ é o desvio padrão da intensidade da zona seleccionada. A SNR traduz a “quantidade” de ruído presente numa imagem, de forma que quanto maior for a SNR menor é o ruído.

A SNR foi avaliada nos três tipos de imagem reconstruídos, também para a mesma aquisição utilizada para avaliar a melhoria de contraste. Foi verificado se existe melhoria na SNR da imagem *counting* relativamente à *integrating* e da imagem EWT relativamente à *integrating*, recorrendo à expressão:

$$SNR_{enh} = \frac{SNR_A}{SNR_B} \quad (12)$$

com SNR_A a SNR da imagem A e SNR_B a SNR da imagem B, determinadas pela eq.11. Se SNR_{enh} for superior a 1 verifica-se uma melhoria na SNR da imagem A relativamente à imagem B.

Capítulo 4

4 Resultados

O sistema experimental construído permitiu a aquisição de imagens tomográficas, revelando-se adequado para a realização de TC. Foi possível obter boa resolução em posição e em energia. Pode observar-se algumas imagens obtidas com o sistema em causa na figura 26. Foram adquiridas imagens seccionais do fantoma com giz e ar, do fantoma com giz e latão, do fantoma com alumínio e latão, de um caroço de pêssago e de uma noz.

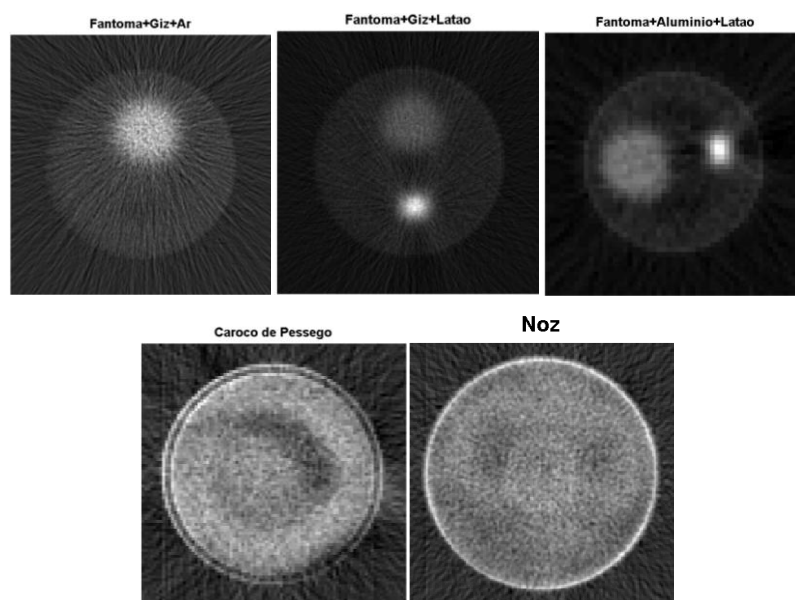


Figura 26 – Da esquerda para a direita - imagens seccionais do: fantoma com giz e ar; fantoma com giz e latão; fantoma com alumínio e latão; caroço de pêssago; e noz.

As imagens reconstruídas apresentam alguns artefactos, nomeadamente decorrentes do endurecimento do feixe de raio-X, visualizados através de uma área no interior da imagem hipodensa. Uma vez que no centro do fantoma a espessura atravessada pelo feixe de raio-X é maior que na periferia, sofrendo uma maior atenuação (eq.1), verifica-se um aumento da energia média nessa zona (endurecimento). As aquisições foram ainda realizadas com estatística limitada, devido à elevada quantidade de dados, que introduziram alguns problemas no programa de reconstrução da imagem.

Após a aquisição dos dados, foram construídos os três sinogramas (*integrating*, *counting* e EWT) com o código elaborado. Numa primeira fase, os dados apenas foram organizados sob a forma de sinograma, sendo posteriormente aplicado logaritmo ao mesmo de forma a linearizar a informação armazenada, pois conforme a eq.1 a atenuação é exponencial. (figura 27).

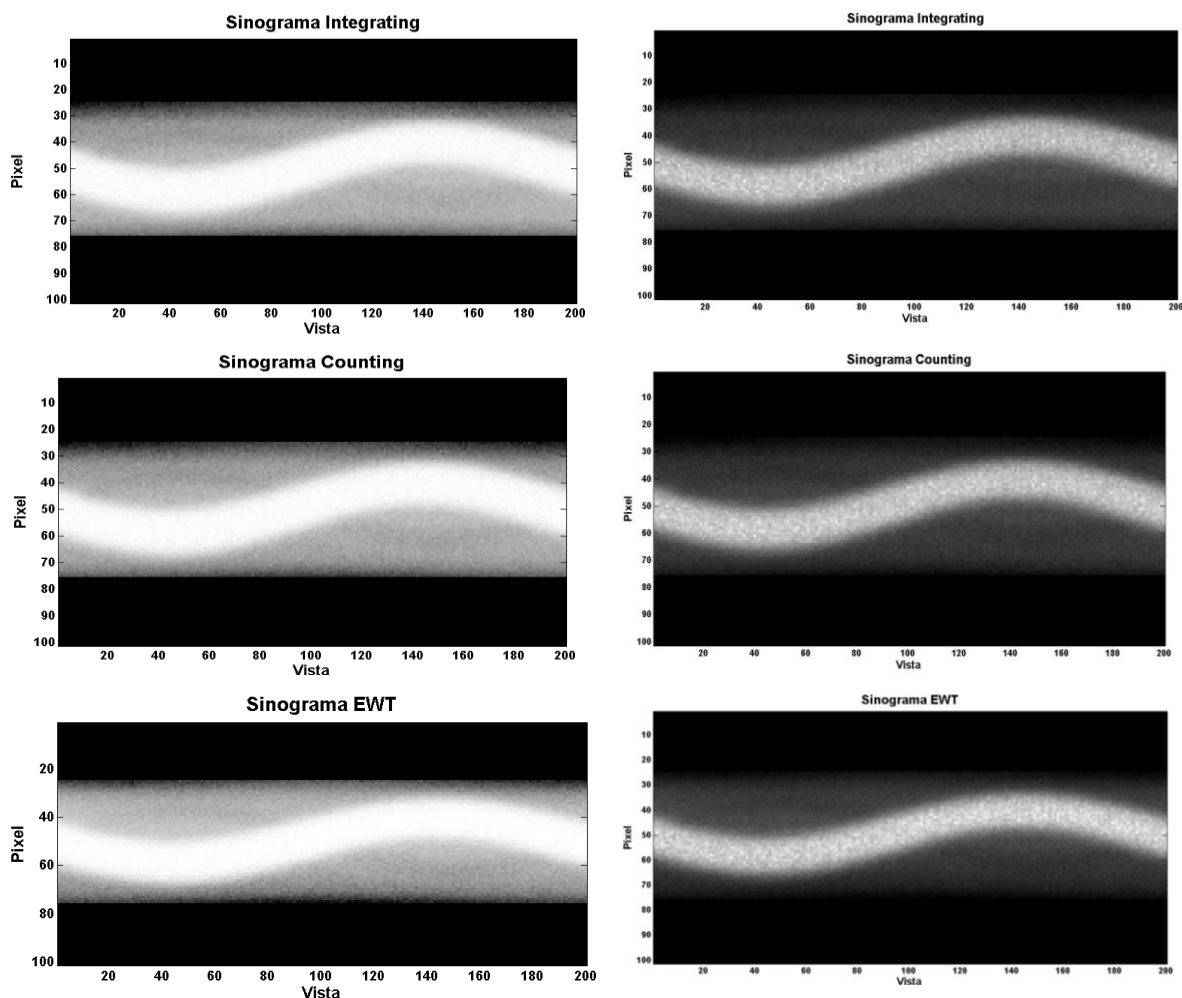


Figura 27 - Sinogramas construídos aplicando as diferentes ponderações (*integrating*, *counting* e EWT). Aquisição TC de 200 vistas do fantoma com giz e ar. Lado esquerdo: sinogramas sem linearização; lado direito: os sinogramas após linearização.

4.1.1 Selecção da Gama de Energias

Também, fazendo uso da informação acerca da energia do fotão incidente, é possível reconstruir imagens seleccionando uma determinada gama de energias. Dependendo da escolha da janela de energias, é possível realçar objectos com coeficiente de atenuação diferentes. Assim, é permitido visualizar constituintes distintos na imagem consoante a gama energética seleccionada. Para efectuar este estudo foram considerados os

dados de três aquisições distintas: fantoma com giz e ar, fantoma com giz e latão e a noz. Inicialmente foi considerado todo o espectro de energias para formar a imagem, e, posteriormente, foram seleccionadas três gamas de energias: baixas, médias e altas energias. O espectro de energias e o resultado desta selecção demonstra-se nas imagens seccionais das figuras 28, 29 e 30.

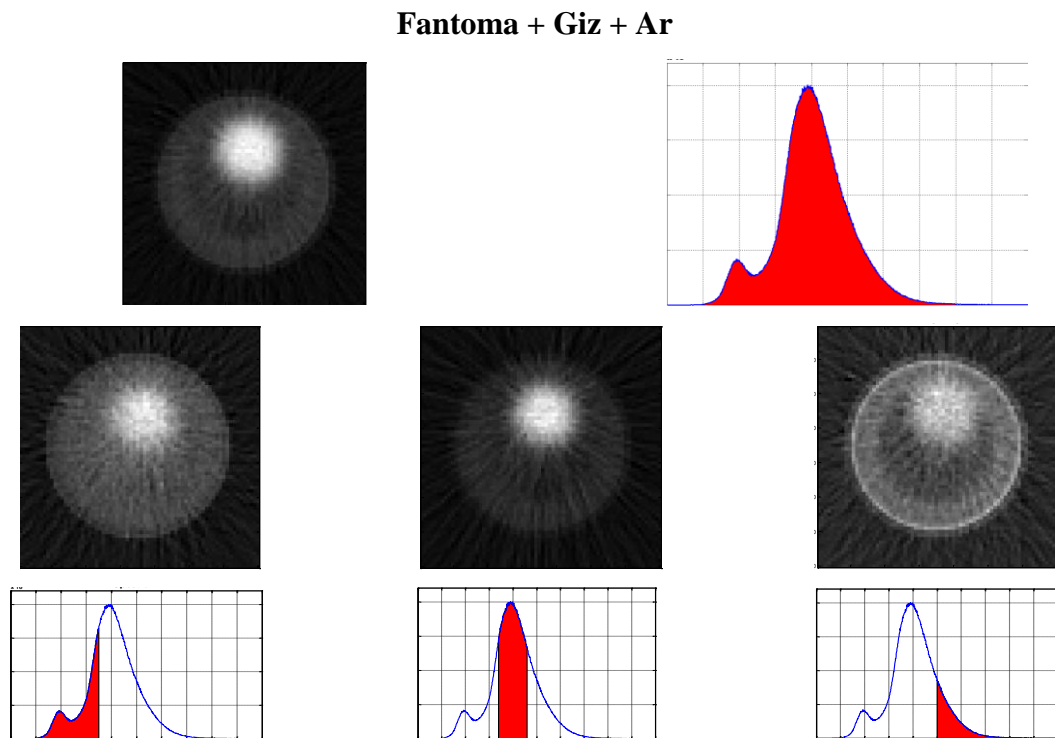


Figura 28 - Imagens seccionais do fantoma com giz e ar, reconstruídas com diferentes gamas de energia e respectivo espectro evidenciando a gama de energias seleccionada. Inicialmente, considera-se todo o espectro de energias, e, posteriormente, baixas, médias e altas energias, evidenciando constituintes distintos.

Fantoma + Giz + Latão

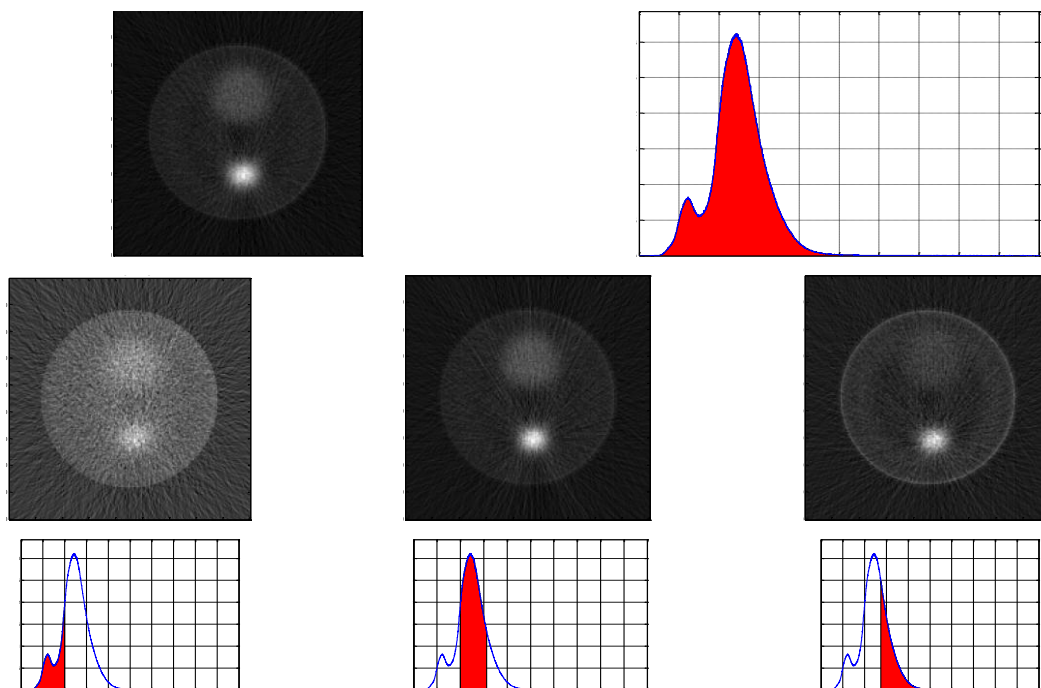


Figura 29 – Imagens seccionais do fantoma com giz e latão, reconstruídas com diferentes gamas de energia e respectivo espectro evidenciando a gama de energias seleccionada. Inicialmente, considera-se todo o espectro de energias, e, posteriormente, baixas, médias e altas energias, evidenciando constituintes distintos.

Noz

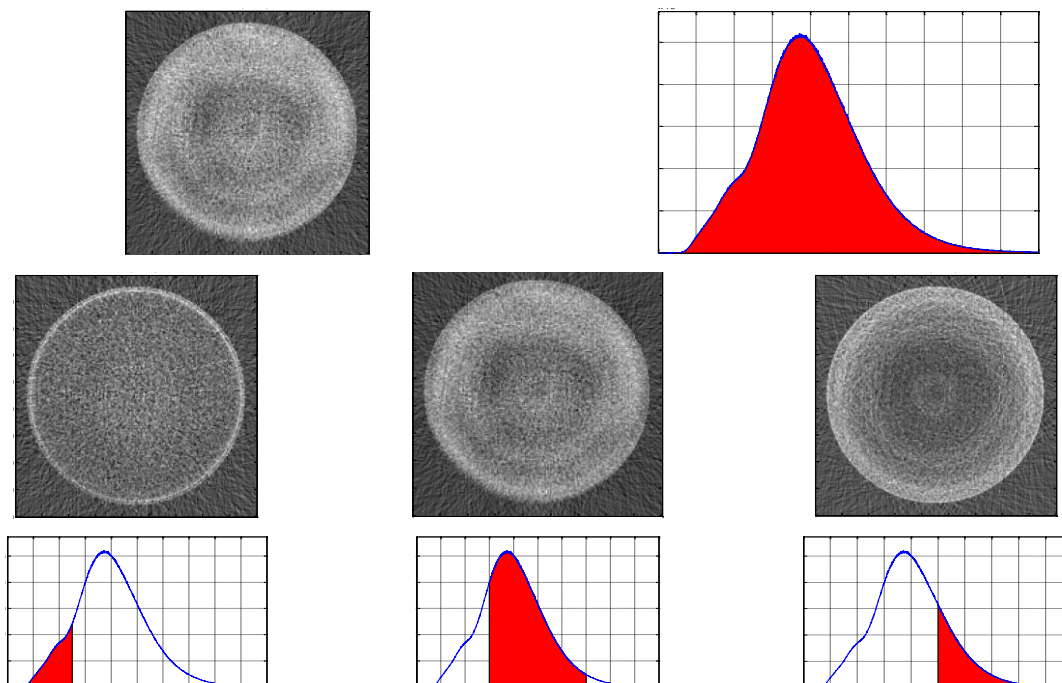


Figura 30 – Imagens seccionais da noz reconstruídas com diferentes gamas de energia e respectivo espectro evidenciando a gama de energias seleccionada. Inicialmente, considera-se todo o espectro de energias, e, posteriormente, baixas, médias e altas energias, evidenciando constituintes distintos.

Observa-se que quando se opta por reconstruir imagens apenas com baixas energias, são evidenciadas estruturas com baixo coeficiente de atenuação. Pelo contrário, seleccionando uma gama de energias elevadas, os constituintes cujo coeficiente de atenuação é maior são realçados. Para a imagem reconstruída com energias médias verifica-se o mesmo, os constituintes com coeficiente de atenuação superiores ao coeficiente de atenuação intermédio são melhor observados.

4.1.2 Avaliação Melhoria Contraste

Sinograma

Foi realizado um estudo acerca da melhoria de contraste no sinograma com as diferentes técnicas de ponderação da energia, isto é, foi avaliada a melhoria de contraste do sinograma *integrating* para o sinograma *counting* e do sinograma *integrating* para o sinograma EWT. Para esta avaliação, foi utilizado o sinograma construído a partir da aquisição do fantoma com giz e ar. O contraste foi calculado com base em eq.9 e a relação de contrastes das imagens com base na eq.10. Na figura 31 observa-se a selecção de uma zona no sinograma e respectivos perfis de intensidade que permitem a posterior avaliação do contraste.

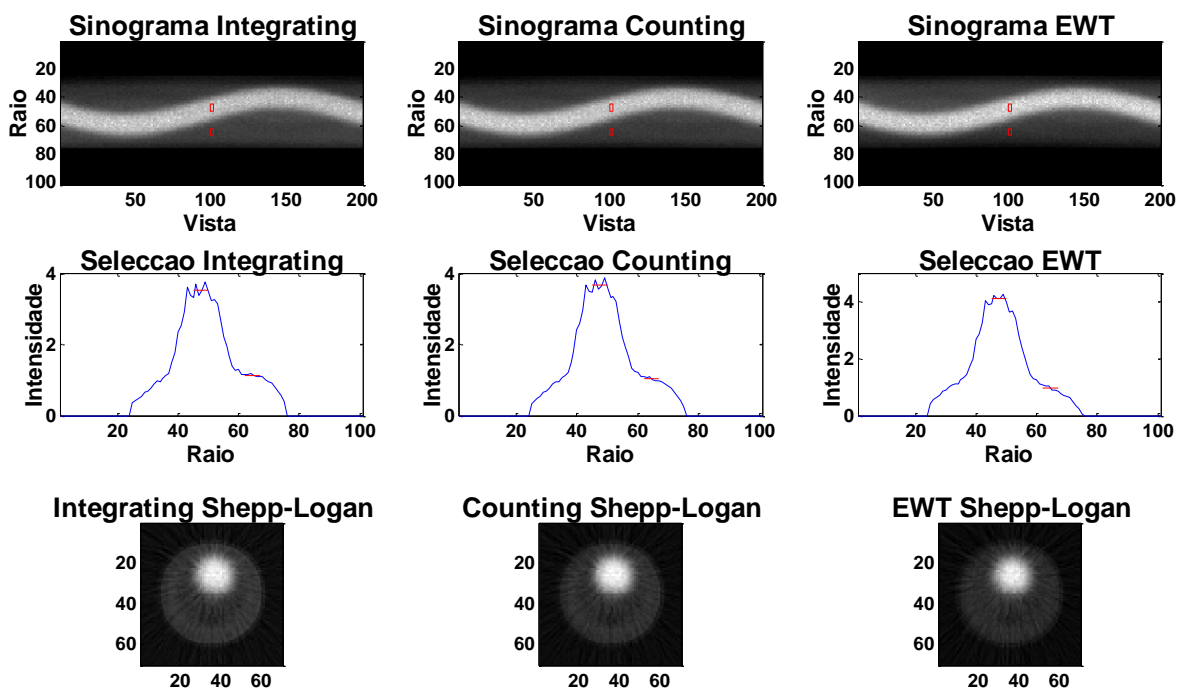


Figura 31 – Melhoria de contraste no sinograma com o fantoma com giz e ar: em cima – sinogramas obtidos com as diferentes técnicas de ponderação em energia com as zonas seleccionadas assinaladas, ao centro – representação gráfica das linhas seleccionadas com a zona da linha utilizada para o estudo assinalada; em baixo – as imagens seccionais correspondentes aos sinogramas reconstruídos com aplicação do filtro Shepp-Logan.

Verifica-se uma melhoria significativa de contraste do sinograma *integrating* para o sinograma *counting*, melhoria que é mais acentuada na avaliação do sinograma *integrating* para o sinograma EWT. Mais concretamente, a melhoria de contraste obtida entre o sinograma *integrating* e o sinograma *counting* foi de 5,8% e a melhoria entre o sinograma *integrating* e o sinograma EWT foi de 12,8%, como ilustrado na tabela 1.

Tabela 1 – Melhoria de contraste alcançada no sinograma com a aplicação das técnicas de ponderação em energia.

Técnica de Ponderação em Energia	Melhoria de Contraste
<i>Counting</i>	1,058
EWT	1,128

Imagem Seccional

Para as imagens seccionais do fantoma com giz e ar foi realizado um estudo semelhante ao efectuado para os sinogramas, comparando-se o contraste de uma mesma zona da imagem nos três tipos de imagens seccionais reconstruídas. A avaliação nas imagens seccionais é de maior importância (que a do sinograma), pois estas são as analisadas para diagnóstico médico, sendo o sinograma apenas um meio de as reconstruir. Foi avaliada a melhoria de contraste da imagem *integrating* para a imagem *counting* e da imagem *integrating* para a imagem EWT, através de eq.9 e eq.10. As zonas da imagem utilizadas para avaliar o contraste são as assinaladas a vermelho na figura 32.

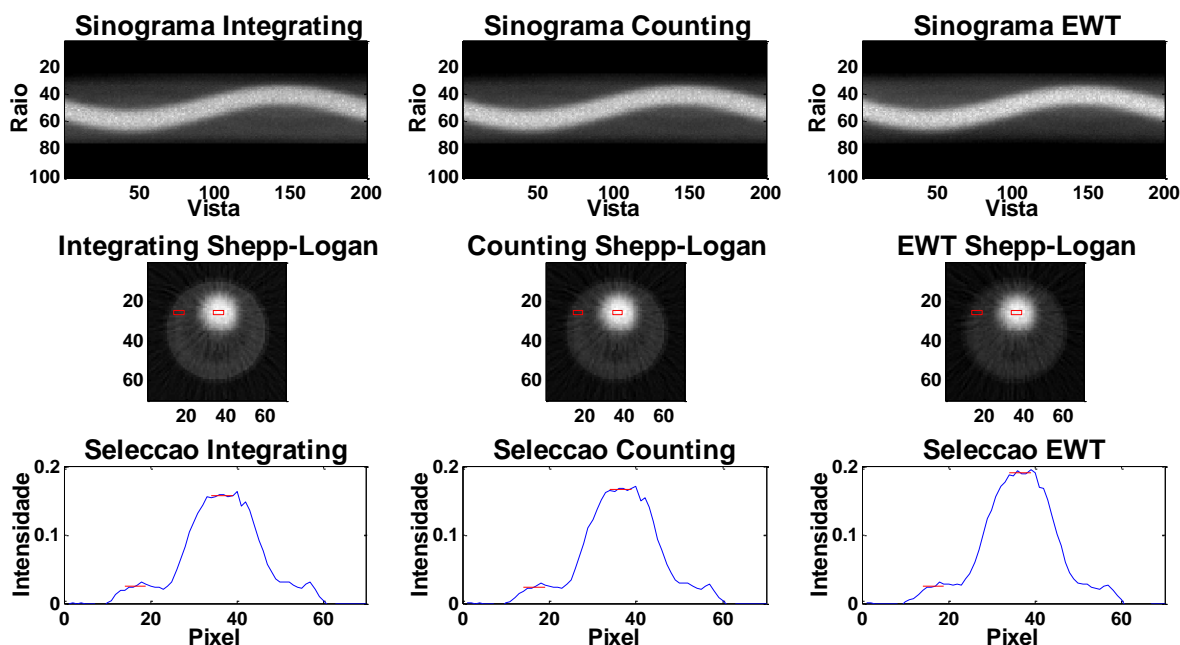


Figura 32 – Melhoria de contraste nas imagens seccionais adquiridas utilizando o fantoma com giz e ar: em cima – sinogramas obtidos com as diferentes técnicas de ponderação em energia, ao centro – as imagens seccionais correspondentes aos sinogramas com as zonas seleccionadas assinaladas; em baixo – representação gráfica das linhas seleccionadas com a zona da linha utilizada para efectuar o estudo assinalada.

Verificou-se uma melhoria de contraste da imagem *integrating* para a imagem *counting*. Também se verificou melhoria de contraste da imagem *integrating* para a imagem EWT, que foi superior à anterior. Estas melhorias foram medidas obtendo-se 13,5% da imagem *integrating* para a *counting*. A melhoria de contraste da imagem *integrating* para a EWT foi de 25,0% (tabela 2).

Tabela 2 – Melhoria de contraste obtida na imagem seccional com a aplicação das técnicas de ponderação em energia.

Técnica de Ponderação em Energia	Melhoria de Contraste
<i>Counting</i>	1,135
EWT	1,250

4.1.3 Relação Sinal Ruído

A SNR foi também avaliada para as imagens seccionais produzidas. Efectuou-se o cálculo da SNR de cada imagem recorrendo à eq.11 e a relação entre SNR das diferentes imagens recorrendo à eq.12. A zona da imagem avaliada é mostrada na figura 33.

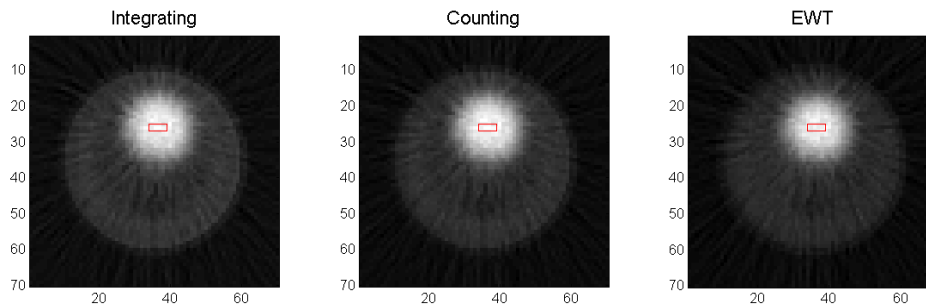


Figura 33 – Área seleccionada da imagem para cálculo da SNR.

Após avaliação cuidadosa, verificou-se uma melhoria da SNR na imagem *counting* relativamente à imagem *integrating* e na imagem EWT em relação à imagem *integrating*. Mais uma vez, tal como verificado para a melhoria de contraste, a melhoria da SNR foi mais pronunciada da imagem *integrating* para a EWT do que no outro caso. A melhoria de SNR da imagem *integrating* para a imagem *counting* foi de 10,2% e da imagem *integrating* para a imagem EWT foi de 21,8% (tabela 3).

Tabela 3 – Melhoria de SNR alcançada na imagem seccional com a aplicação das técnicas de ponderação em energia.

Técnica de Ponderação em Energia	Melhoria de Contraste
<i>Counting</i>	1,102
EWT	1,218

4.1.4 Parâmetros de Reconstrução da Imagem

Tal como afirmado anteriormente, o número de projecções e o número de raios escolhidos influenciam a qualidade da imagem final, mais concretamente, o número de raios utilizados influencia a resolução radial e o número de vistas a resolução angular. Da escolha não adequada destes parâmetros decorrem artefactos na imagem, nomeadamente, *aliasing* (sobreposição de sinais). (Kak et al., 1999)

Considerando o teorema do corte central de Fourier e o domínio da frequência, representado na figura 34, se forem adquiridas vistas uniformemente em 180° (π), o ângulo com que estas são adquiridas, δ , é dado por:

$$\delta = \frac{\pi}{M_{vistas}} \quad (13)$$

onde M_{vistas} é o número de vistas. (Kak et al., 1999) Considerando um intervalo de amostragem τ , a frequência espacial mais elevada, W , que representa também o raio do círculo, tendo em conta o teorema de Nyquist, é:

$$W = \frac{1}{2\tau} \quad (14)$$

O arco A_2B_2 indica a distância entre dois pontos amostrados na circunferência:

$$\overline{A_2B_2} = W\delta = \frac{1}{2\tau} \frac{\pi}{M_{vistas}} \quad (15)$$

O número de pontos amostrados (número de raios) em cada projecção (linha A_1A_2 , por exemplo), N_{raios} , é também importante, sendo a distância entre dois pontos consecutivos, ε , dada por:

$$\varepsilon = \frac{2W}{N_{raios}} = \frac{1}{\tau N_{raios}} \quad (16)$$

Segundo Kak et al, a resolução angular deve ser igual à resolução radial no pior dos casos, então, as distâncias $\overline{A_2B_2}$ e ε devem ser relacionadas de modo a obter a proporcionalidade entre M_{vistas} e N_{raios} para uma qualidade de imagem razoável:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2\tau} \frac{\pi}{M_{vistas}} &= \frac{1}{\tau N_{raios}} \\ \frac{M_{vistas}}{N_{raios}} &= \frac{\pi}{2} \end{aligned} \quad (16)$$

De um modo grosseiro, o número de vistas deve ser, no mínimo semelhante ao número de raios. (Kak et al., 1999)

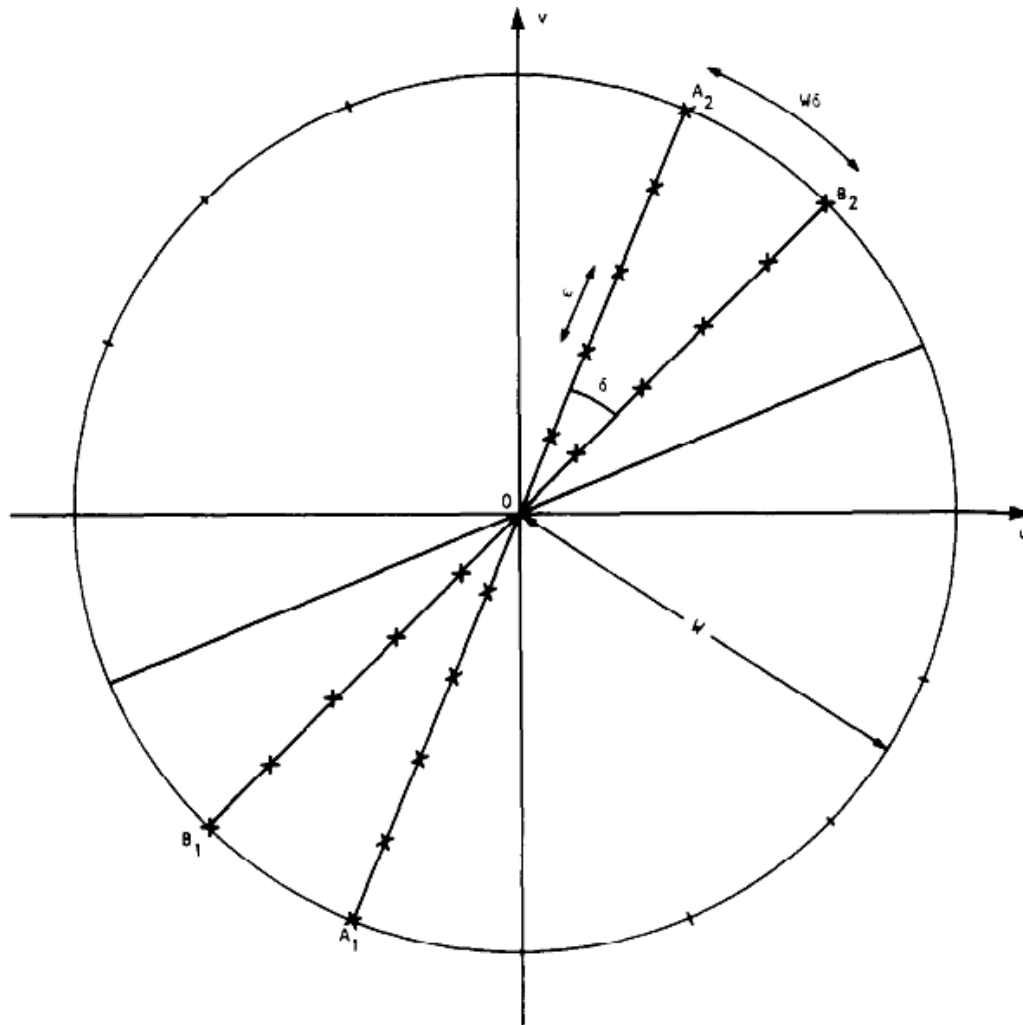


Figura 34 – Domínio da frequência com representação dos parâmetros de reconstrução da imagem no caso de geometria de feixe paralela. (Kak et al., 1999)

Neste caso concreto, uma vez que o número de vistas está limitado ao mínimo passo do motor de rotação, pode obter-se o número de raios adequados para a reconstrução da imagem. Assim, para o número máximo de vistas adquirido, 200, o número de raios mínimo adequado é de 128.

Nos estudos realizados este factor não foi tido em conta, efectuando a construção do sinograma com um número de raios inferior, prevendo-se uma melhoria na qualidade das imagens, principalmente nos artefactos visualizados como riscas. Esta alteração é um processo simples, bastando modificar o número de raios do sinograma no processo de reconstrução da imagem.

Capítulo 5

5 Conclusões

A aplicação de um MPGD na TC por contagem de fóton único, mais especificamente a MHSP, permite a aquisição de imagens em modo de contagem de fóton único, que possibilita conhecer a informação de cada fóton individual, com uma elevada taxa de contagem e com uma boa resolução em energia, tendo permitido a obtenção de imagens CT com qualidade.

O sistema proposto, baseado na MHSP, permite a aquisição de imagens seccionais fidedignas ao objecto em estudo. As imagens obtidas são representativas dos objectos estudados, principalmente nos casos referentes ao fantoma. Nas situações em que se utilizaram amostras biológicas, este aspecto não é tão evidente, no entanto, estes casos serão estudados mais pormenorizadamente no futuro. Um dos motivos relaciona-se com a limitada estatística que conduz a um valor moderado da SNR.

A possibilidade de operar em modo de contagem de fóton único permite ainda tirar proveito da informação da energia de cada fóton que chega ao detector. A possibilidade de seleccionar uma gama de energias, permite a visualização de diferentes estruturas (com coeficientes de atenuação distintos) consoante o intervalo escolhido. A aplicação da técnica de ponderação em energia é, com certeza, a grande vantagem deste sistema, permitindo criar diferentes tipos de imagem: *integrating*, *counting* e EWT, e obter ganhos significativos no contraste. Verificou-se que o contraste e a SNR da imagem *counting* é superior aos da imagem *integrating* e os da imagem EWT é ainda melhor que os da imagem *counting*. O aumento de contraste máximo obtido foi cerca de 25%, da imagem *integrating* para a EWT, sendo este valor bastante significativo. A melhoria máxima na SNR foi de 21.84% da imagem *integrating* para a imagem EWT.

O sistema construído apresenta potencialidade para realizar TC apresentando propriedades inovadoras que permitem melhorar as características da imagem. Embora as imagens adquiridas apresentem alguns artefactos, a sua qualidade pode ser aperfeiçoada

através do estudo dos parâmetros ideais para a reconstrução da imagem bem como aumento da estatística, maximizando a SNR.

Este sistema de TC pode ser aplicado ao estudo da mama. Para a realização destes estudos, o gás de enchimento do detector poderá ser Kr tendo em conta que este gás tem uma eficiência de detecção mais elevada na região dos 15 a 30keV (gama de energia aplicada para o estudo da mama) do que o Xe. Além disso, o Kr permite obter um ganho na estrutura MHSP cerca de uma ordem de grandeza superior que para o Xe, podendo conseguir-se uma SNR dos impulsos maior.

Capítulo 6

6 Trabalhos Futuros

No futuro pretende-se obter mais parâmetros de caracterização deste sistema, nomeadamente, no que se refere à caracterização da resolução espacial de todo o sistema e a maximização da SNR em função dos parâmetros de reconstrução da imagem.

Num trabalho futuro poderá efectuar-se um estudo semelhante com geometria de feixe divergente. A utilização desta geometria implica o ajuste de vários componentes do sistema experimental, nomeadamente, da ampola de raio-X e detector bem como do algoritmo de reconstrução da imagem. O novo sistema de detecção em desenvolvimento pode ser visualizado na figura 35.

O tubo de raio-X empregue tem um ângulo de divergência de 22° e a estrutura de detecção MHSP terá por dimensões 15×3 cm. Esta estrutura está actualmente em desenvolvimento para integrar no bloco do detector já construído. A distância do tubo de raio-X ao detector será de aproximadamente 36cm, que corresponde ao raio de curvatura do sistema de detecção.

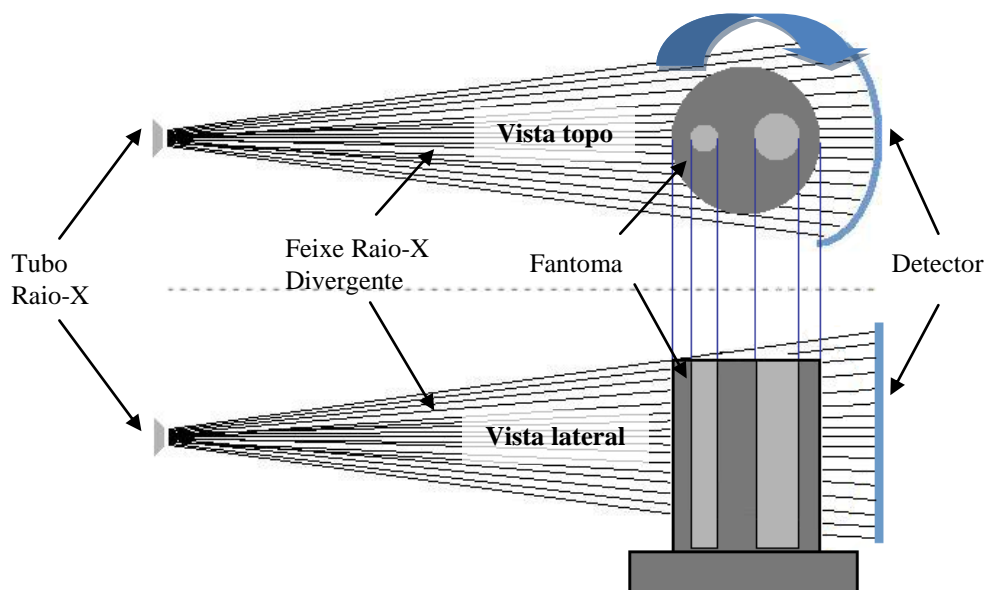


Figura 35 – Esquema experimental com geometria de feixe divergente e detector angular.

Outro trabalho a realizar futuramente, será a correcção da não uniformidade da resposta do detector ao longo da sua área de detecção recorrendo ao método descrito por Veloso et al. A resposta do detector não é uniforme em toda a sua área, mesmo para radiação monoenergética, devido a não uniformidades criadas no processo de fabrico do detector, como, por exemplo, a variação das dimensões dos eléctrodos. Esta não uniformidade leva a uma deterioração da resolução em energia, uma vez que o mapa do campo eléctrico é modificado, conduzindo à necessidade de fazer uma correcção da amplitude do impulso dos fótons em cada pixel, com recurso a uma matriz de correcção baseada numa imagem *flood*. (Silva et al., 2009; Veloso et al., 2010)

Referências

Bachmann, S. [et al.] - Development and applications of the Gas Electron Multiplier. Nuclear Instruments and Methods. Vol. A471 (2000), p. 115-119.

Bushberg, J. T. [et al.] - The Essential Physics of Medical Imaging. 2ª ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. ISBN 0-683-30118-7.

Buzug, T. M. - Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. Berlin/Heidelberg: Springer, 2008. ISBN 978-3-540-39407-5.

Giersch, J.; Niederlochner, D.; Anton, G. - The influence of energy weighting on X-ray imaging quality. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 531 (2004), p. 68-74.

Goldman, L. W. - Principles of ct and ct technology. J Nucl Med Technol. Vol. 35(3) (2007), p. 115-128.

Hendee, W. R.; Ritenour, A. R. - Medical Imaging Physics. 4ª ed.: Wiley-Liss, 2002. ISBN 0-471-38226-4.

Kak, A. C.; Slaney, M. - Principles of Computerized Tomographic Imaging. New York: IEEE, 1999. ISBN 0-87942-198-3.

Kalender, Willi A. - Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. MCD Verlag, 2000. ISBN 3-89578-081-2.

Knoll, Glenn F. - Radiation Detection and Measurement. 3ª. Wiley, 2000. ISBN 0-471-07338-5.

Luz, H. Natal da [et al.] - MSHP operation in pure xenon. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 552 (2005), p. 259-262.

Luz, H. Natal da [et al.] - MHSP with position detection capability. Nuclear Instruments and Methods. Vol. A573 (2007a), p. 191-194.

Luz, H. Natal da [et al.] - A simple X-ray position detection system based on a MHSP. Nuclear Instruments and Methods Vol. A580 (2007b), p. 1083-1086.

Niederlochner, D. [et al.] - The energy weighting technique: measurements and simulations. Nucl. Instrum. Meth. Vol. A 546 (2005a), p. 37-41.

Niederlohner, D. [et al.] - Using the Medipix2 Detector for Photon Counting Computed Tomography. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. Vol. 368 (2005b), p. 2327-2331.

Niederlonhner, D. [et al.] - The energy weighting technique: measurements and simulations. Nucl. Instrum. Meth. Vol. A 546 (2005), p. 37-41.

Oliveira, C. A. B. [et al.] - Energy Weighting in a 2D-MSHP X-Ray Single Photon Detector. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. ISSN 978-1-4244-2714-7. (2008).

Patatoukas, G. [et al.] - The effect of energy weighting on the SNR under the influence of non-ideal detectors in mammographic applications. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 569 (2006), p. 260-263.

Podgorsak, E. B. - Radiation Physics for Medical Physicists. Berlin/Heidelberg: Springer, 2006.

Sauli, F. - GEM: A new concept for electron amplification in gas detectors. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 386 (1997), p. 531-534.

Sauli, F. - Imaging with the gas electron multiplier. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., A. Vol. 580 (2) (2007), p. 971-973.

Sauli, F. - Micro-pattern gas detectors. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 477 (2002), p. 1-7.

Shekhtman, L. - Micro-pattern gaseous detectors. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Vol. A 494 (2002), p. 128-141.

Silva, A. L. M. [et al.] - EDXRF imaging of Pb in glazed ceramics using a micropattern gas detector. Anal Bioanal Chem. Vol. 395 (2009), p. 2073-2080.

Veloso, J. F. C. A. [et al.] - The microhole and strip plate gas detector: Initial results. Review of Scientific Instruments. Vol. 73 (2002), p. 488-490.

Veloso, J. F. C. A.; Santos, J. M. F. dos; Conde, C. A. N. - A proposed new microstructure for gas radiation detectors: The microhole and strip plate. Review of Scientific Instruments. Vol. 71 (2000), p. 2371-2376

Veloso, J.F.C.A. [et al.] - Energy resolved x-ray fluorescence imaging based on a micropattern gas detector. Spectrochimica. Vol. Acta B (2010).