



Instituto Politécnico de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde Coimbra

Implementação de um Programa de Controlo de Qualidade integrado na valência PET-CT

Diana Carolina Tavares Gouveia

Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas na Saúde

2014



Instituto Politécnico de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde Coimbra

Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas na Saúde

Projeto/Estágio/Dissertação

Implementação de um Programa de Controlo de Qualidade integrado na valência PET-CT

Diana Carolina Tavares Gouveia

Orientador:

Eng.^a Maria do Carmo Baptista, (MSc)

Coimbra, Outubro, 2014

Os meus agradecimentos:

Ao Dr. Francisco Alves, que sempre de uma forma bem-disposta e empenhada me apoiou e orientou ao longo dos dois anos de mestrado, contagiando-me o seu fascínio pelo mundo da Física;

À Eng.^a Maria do Carmo Baptista (MSc), minha orientadora, que sempre se disponibilizou para me esclarecer, orientar e aconselhar com muito empenho, dedicação e tempo despendido na realização desta dissertação;

À Eng.^a Margarida Prozil (MSc), que sempre se demonstrou muito colaboradora e paciente, dando o seu valioso contributo nesta dissertação;

Ao Eng. Ricardo da Philips, que se revelou cordial e prestável, no acompanhamento técnico e profissional dos testes de controlo de qualidade ao equipamento;

À Clínica Dr. Campos Costa que mostrou disponibilidade para me acolher e possibilitou a realização prática desta dissertação;

Aos meus pais e irmã que com muito amor e paciência me acompanharam e apoiaram em todos os momentos;

Ao meu querido Ricardo, que com muito carinho me apoiou e impulsionou na progressão e concretização desta dissertação;

Toda a minha gratidão para com todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente na materialização desta dissertação.

Resumo

Os testes de aceitação pós-instalação são vitais para demonstrar que o equipamento atende às especificações do fornecedor e é adequado para estudos clínicos.

Os procedimentos dos testes descritos no documento NU NEMA 2-2001 formam a base das especificações de desempenho de equipamentos PET-CT do vendedor e, portanto, são apropriados para os testes de aceitação.

O benefício destas normas é que elas permitem a comparação direta entre equipamentos de diferentes fabricantes, bem como o fornecimento de testes padronizados e bem definidos de forma a assegurar que os equipamentos cumprem os requisitos de desempenho especificados.

Esta tese demonstra a importância dos testes de aceitação nos equipamentos PET-CT antes da utilização clínica para que as deficiências de desempenho possam ser resolvidas antes do equipamento ser colocado ao serviço clínico, ou simplesmente para obter valores de referência para comparações futuras em controlos de qualidade.

Esta tese consiste na implementação de um plano de controlo de qualidade num equipamento PET-CT. Os procedimentos dos testes de controlo de qualidade foram implementados e descritos bem como os respetivos resultados e conclusões.

Palavras-chave: PET-TC; Controlo de Qualidade; NEMA; Testes de aceitação; Fantoma.

Abstract

Post installation acceptance testing is vital to demonstrate that the equipment meets the vendor's specification and is suitable for clinical studies. The test procedures described in the NEMA NU 2-2001 document form the basis of vendor performance specifications of PET-CT scanners and hence are also appropriate for acceptance testing.

The benefit of these standards is that they allow direct comparison of PET scanners from different vendors, as well as providing standardized and well described tests for assuring that the scanners meet their specified performance.

This thesis demonstrates the importance of PET-CT scanner acceptance testing prior to clinical use so that deficiencies in performance can be addressed before the equipment is placed in clinical service, or simply to obtain reference values for future comparisons in quality controls.

This thesis is the implementation of a plan of quality control equipment in PET-CT. The procedures of the quality control tests were implemented and described as well as the respective results and conclusions.

Key words: PET-CT; Quality control; NEMA; Acceptance Testing; Phantom.

Lista de abreviações

AAPM – American Association of physicists in Medicine (Associação Americana de Físicos em Medicina)

CDTI – Computed Tomography Dose Index (Índice de Dose em TC)

CQ – Controlo de Qualidade

FDG – Fluor-deoxiglicose

FOV – Field of View (Campo de visão)

FWHM – Full Width at Half Maximum (Largura Total a Meia Altura)

UH/HU – Unidades de Hounsfield (Hounsfield Unit)

IEC – International Electrotechnical Commission (Comissão electrotécnica Internacional)

LOR – Line of Responce (Linha de Resposta)

LSO – Lutetium Oxyorthosilicate (Ortosilicato de Lutécio)

MPR – Multiplanar Reconstruction (reconstruções multiplanares)

MTF – Modulation Transfer Function

NEC – Noise Equivalent Count (Contagem de Ruído equivalente)

NEMA – National Electrical Manufacturers Association (Associação de Fabricantes Elétricos Nacionais)

PET – Positron Emission Tomography (Tomografia por Emissão de Positrões)

QI – Qualidade da Imagem

ROI – Region of interest (Região de Interesse)

SMN – Sociedade de Medicina Nuclear

SUV – Standardized Uptake Value (Valor Padronizado de Captação)

TC/CT – Tomografia Computadorizada (Computed Tomography)

VOI – Volume of Interest (Volume de interesse)

Índice

	Página
Resumo.....	I
Abstract	II
Lista de abreviações	III

PARTE I – ENQUADRAMENTO TEÓRICO

1. Introdução	1
2 Princípios físicos em Tomografia Computorizada	4
2.1 Tomografia Computorizada	4
2.2 Radiação X.....	4
2.3 Interação da radiação com a matéria.....	6
2.4 Atenuação da radiação – Coeficiente de atenuação.....	7
2.5 Escala de Hounsfield.....	9
2.6 Instrumentação em TC	10
2.7 Parâmetros de Qualidade de Imagem.....	12
2.7.1 Linearidade dos números de TC	13
2.7.2 Uniformidade.....	14
2.7.3 Resolução espacial	15
2.7.4 Resolução em contraste.....	16
2.7.5 Ruído	16
3. Princípios físicos em Tomografia por Emissão de Positrões.....	17
3.1 Tomografia por Emissão de Positrões (PET)	17
3.2 Radionuclídeos.....	17
3.3 Detecção de fótons γ	20
3.3.1 Tipos de eventos detetados	20
3.4 Instrumentação em PET.....	22
3.5 Qualidade de imagem em PET	24
3.5.1 Resolução espacial.....	24
3.5.2 Sensibilidade de um sistema PET.....	25
3.5.3 Ruído	26
3.5.4 Fração de dispersão	27
3.5.5 Contraste.....	28
4. Equipamento PET-CT	29

4.1 Equipamento PET-CT GEMINI GXL	31
5. Controlo de Qualidade	33
6. Testes de aceitação NEMA	35

PARTE II – APLICAÇÃO DOS TESTES DE CONTROLO DE QUALIDADE

7. Teste PET – Resolução de Energia	37
7.1 Objetivo do teste.....	37
7.2 Frequência	37
7.3 Material	37
7.4 Procedimentos	37
7.5 Resultados.....	40
7.6 Análise de dados	41
7.7 Resultados esperados.....	42
7.8 Ação corretiva	42
7.9 Discussão de resultados.....	42
8. Teste PET – Resolução Espacial Axial e Transversa	43
8.1 Objetivo do teste.....	43
8.2 Frequência	43
8.3 Material	43
8.4 Procedimentos	44
8.5 Resultados.....	46
8.5.1 Alinhamento – “Emission Study”	46
8.5.2 Resolução espacial axial	47
8.5.3 Resolução transversal	49
8.6 Análise de dados	53
8.7 Resultados esperados.....	54
8.8 Ação corretiva	55
8.9 Discussão de resultados.....	55
9. Teste PET – Sensibilidade	58
9.1 Objetivo do teste.....	58
9.2 Frequência	58
9.3 Material	58
9.4 Procedimentos	58
9.5 Resultados.....	61

9.5.1 Para Y= 0cm	62
9.5.2 Para Y= 10cm	63
9.6 Análise de dados	64
9.7 Resultados esperados.....	65
9.8 Ação corretiva	65
9.9 Discussão de resultados.....	65
10. Teste PET – Qualidade de Imagem.....	68
10.1 Objetivo do teste	68
10.2 Frequência	68
10.3 Material	68
10.4 Procedimentos	69
10.5 Resultados.....	73
10.6 Análise de dados.....	76
10.7 Resultados esperados.....	77
10.8 Ação corretiva	78
10.9 Discussão de resultados.....	78
11. Teste PET – Contagens Perdidas e Acidentais	82
11.1 Objetivo do teste	82
11.2 Frequência	82
11.3 Material	82
11.4 Procedimentos	83
11.5 Resultados.....	85
11.6 Análise de dados.....	87
11.7 Resultados esperados.....	89
11.8 Ação corretiva	90
11.9 Discussão de resultados.....	90
12. Teste TC – Catphan 600	95
12.1 Módulo CTP404.....	98
12.1.1 Verificação da posição e alinhamento do fantoma	98
12.1.2 Espessura de Corte	99
12.1.3 Linearidade dos números de TC	100
12.1.4 Simetria circular do sistema	101
12.1.5 Verificação da linearidade especial do tamanho do pixel	101
12.1.6 Esferas acrílicas	102
12.1.7 Resultados	102

12.1.8 Discussão de Resultados	103
12.2 Módulo CTP591.....	105
12.2.1 Resultados	107
12.3 Módulo CTP528.....	107
12.3.1 Cálculo do MTF	108
12.3.2 Cálculo da resolução espacial	110
12.3.3 Resultados	110
12.3.4 Discussão de resultados	111
12.4 Módulo CTP515.....	113
12.4.1 Resultados	115
12.4.2 Discussão de Resultados	115
12.5 Módulo CTP486.....	117
12.5.1 Resultados	118
12.5.2 Discussão de Resultados	118
13. Teste TC – Dose de radiação CTDI.....	120
13.1 Objetivo do teste	120
13.2 Frequência	120
13.3 Material	120
13.4 Procedimentos	120
13.5 Análise de dados	125
13.6 Resultados esperados	125
13.7 Ação corretiva	125
13.8 Resultados	125
13.8.1 CTDI Corpo	126
13.8.2 CTDI Corpo (múltiplos valores de kVp).....	126
13.8.3 CTDI Cabeça	127
13.8.4 CTDI – Bebê	128
13.8.5 CDTI – Ar	128
13.9 Discussão de resultados	129
14. Conclusão	130
15. Referências.....	132

Índice de Figuras

Página

Figura 1 - Exemplo de uma matriz quadrada de determinação dos coeficientes de atenuação segundo uma determinada direção	8
Figura 2 - Diferentes valores de Unidades de Hounsfield para diferentes tecidos humanos e respetiva escala de cinzentos	9
Figura 3 - Primeiro protótipo instalado em Atkinson Morley's Hospital, London.....	10
Figura 4 - Equipamento de TC de última geração.....	12
Figura 5 - Representação de uma matriz, onde se podem observar os píxeis que a constituem (A); Representação de um voxel de uma imagem seccionada do pulmão (B)	13
Figura 6 - Cinco ROI's de uma imagem axial tomográfica reconstruída a partir da aquisição de um fantoma preenchido com água	15
Figura 7 - Ilustração de um esquema de aniquilação do positrão com um electrão.....	18
Figura 8 - Cadeia de eventos que descrevem o processo de aniquilação.....	20
Figura 9 - Representação gráfica de eventos verdadeiros, de dispersão e acidentais	21
Figura 10 - Esquema de um fotomultiplicador incorporado com um detetor de cristais	23
Figura 11 - Exemplo de sistemas PET 2D versus 3D.....	26
Figura 12 - Imagem PET à esquerda, imagem TC ao centro e à direita uma imagem PET-CT com a fusão das duas modalidades.....	30
.....	2
Figura 13 - Equipamento PET-CT Philips Gemini GXL integrado no serviço de medicina nuclear do Instituto Cuf – Porto	31
Figura 14 - Preparação do tubo capilar com uma única gota de atividade concentrada, numa superfície descartável	38
Figura 15 - Fantoma de Resolução devidamente encaixado na mesa.....	39
Figura 16 - Visão frontal do fantoma com a placa de resolução devidamente encaixada	39
Figura 17 - Local de inserção do tubo capilar na placa de resolução do fantoma.....	40
Figura 18 - Resultados e valores obtidos pelo sistema para o teste de resolução de energia ...	41
Figura 19 - Posição da fonte pontual para medição da resolução espacial com respetivas coordenadas para $Z=0$	45
Figura 20 - Posição da fonte pontual para medição da resolução espacial com respetivas coordenadas para $z=4.5$	45
Figura 21 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,0)$	48
Figura 22 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,4.5)$	48
Figura 23 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,4.5)$	48
Figura 24 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,4.5)$	48

Figura 25 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,0)$	48
Figura 26 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,0)$	48
Figura 27 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,4.5)$	50
Figura 28 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,4.5)$	50
Figura 29 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,4.5)$	51
Figura 30 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,0)$	51
Figura 31 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,0)$	52
Figura 32 - Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,0)$	52
Figura 33 - Exemplo de uma função de resposta com as definições de FWHM e FWTM.....	54
Figura 34 - Valores esperados pela Phillips para a resolução espacial axial	2
Figura 35 - Fantoma de sensibilidade montado na mesa com os tubos de alumínio devidamente encaixados	60
Figura 36 - Centragem e nivelamento do fantoma.....	60
Figura 37 - Resultados do teste de sensibilidade para $Y=0$. Gráfico da atenuação e sensibilidade por corte.....	62
Figura 38 - Resultados do teste de sensibilidade para $Y=0$. Gráfico do número de contagens por corte	62
Figura 39 - Resultados do teste de sensibilidade para $Y=10$. Gráfico da atenuação e sensibilidade por corte	63
Figura 40 - Resultados do teste de sensibilidade para $Y=10$. Gráfico do número de contagens por corte.....	63
Figura 41 - Suplemento do fantoma de corpo que imita a atenuação pulmonar, já preenchido com esfervite.....	69
Figura 42 - Fantoma de corpo preenchido com um quarto de água	70
Figura 43 - Banca de trabalho para preenchimento do fantoma com água na totalidade.....	71
Figura 44 - Introdução do tubo preenchido com ^{18}F no fantoma de dispersão.....	71
Figura 45 - Fantoma de corpo alinhado transversalmente com o centro da mesa, a 30cm da sua extremidade	72
Figura 46 - Fantoma de dispersão junto ao fantoma de corpo, ambos alinhados no sentido longitudinal e transversal da mesa.....	72
Figura 47 - Imagens resultantes do teste de Qualidade de Imagem	73
Figura 48 - Colocação de ROI's na zona das esferas e do cilindro simulador de pulmão para otimização da imagem e posterior avaliação.....	74
Figura 49 - Representação gráfica do erro residual da região do fantoma cilíndrica que simula o pulmão	75
Figura 50 - Representação gráfica da percentagem de variabilidade do background para cada esfera. Comparação do equipamento testado com o equipamento do autor Sathiakumar	80

Figura 51 - Tubo plástico com os 70cm marcado a caneta, preenchido com ^{18}F	83
Figura 52 - Introdução do tubo preenchido com ^{18}F no fantoma.....	84
Figura 53 - Centragem do fantoma com o auxílio das luzes laser do equipamento.....	84
Figura 54 - Resultados do teste de Contagens Perdidas e Acidentais – Total de contagens por corte.....	85
Figura 55 - Resultados do teste de Contagens Perdidas e Acidentais	86
Figura 56 - Exemplo esquemático de um perfil de soma de um sinograma	87
Figura 57 - Gráfico representativo da taxa de contagens em função da concentração da atividade.....	92
Figura 58 - Fantoma Catphan 600. À esquerda posicionado no suporte, à direita fracionado nos cinco módulos que o compõem.....	94
Figura 59 - Representação esquemática dos cinco módulos do Catphan® 600.....	95
Figura 60 - Posicionamento do fantoma. À direita nivelamento do fantoma.....	96
Figura 61 - Centragem e alinhamento do fantoma com o auxílio das luzes laser	96
Figura 62 - Módulo CTP404 do fantoma Catphan 600.....	97
Figura 63 - À esquerda, representação esquemática de um alinhamento correto. À direita, o fantoma está demasiado para o interior da gantry.....	98
Figura 64 - À esquerda, as rampas indicam que o fantoma necessita de ser movimentado em direção à gantry. À direita, a imagem das rampas não simétricas entre si indica um mau alinhamento no eixo Z.....	98
Figura 65 - Determinação de Espessura de corte e FWHM no módulo CTP404	99
Figura 66 - Medição da linearidade espacial no eixo do X e Y.....	100
Figura 67 - Resultados do teste realizado ao módulo CTP404	101
Figura 68 - Módulo CTP591 do fantoma Catphan 600.....	104
Figura 69 - Vista lateral de um segmento de rampa de 2mm e respetivas “gotas” (contas)....	105
Figura 70 - Vista lateral de um segmento de rampa de 1mm e respetivas “gotas” (contas)....	105
Figura 71 - Imagem ilustrativa do que seria o resultado final para o módulo CTP591	106
Figura 72 - Módulo CTP528 do fantoma Catphan 600.....	107
Figura 73 - Somatório dos números PSF dão origem a LSF (esquerda). Histograma dos valores LSF (direita).....	108
Figura 74 - Representação da curva MTF, obtida através da transformada de Fourier da LSF. 108	
Figura 75 - Espaçamento de intervalos entre pares de linha	109
Figura 76 - Resultados do teste realizado ao módulo CTP528	109
Figura 77 - Módulo CTP515 do fantoma Catphan 600.....	112

Índice de Fórmulas

	Página
Fórmula 1 - Energia de um fóton de raio X.....	4
Fórmula 2 - Lei de Beer-Lambert	7
Fórmula 3 - Escala de Hounsfield.....	9
Fórmula 4 - Decaimento de núcleos emissores de positrões.....	18
Fórmula 5 - Taxa de contagem equivalente em ruído (NECR)	27
Fórmula 6 - Fração de dispersão em equipamentos PET	27
Fórmula 7 - Contraste em PET	28
Fórmula 8 - Resolução de energia em PET	41
Fórmula 9 - Sensibilidade em PET.....	67
Fórmula 10 - Percentagem de contraste para cada esfera quente	76
Fórmula 11 - Percentagem do contraste para cada esfera fria	77
Fórmula 12 - Percentagem da variabilidade do background	77
Fórmula 13 - Radioatividade média no fantoma para cada aquisição.....	87
Fórmula 14 - Radioatividade no início da aquisição	88
Fórmula 15 - Fração dispersa para cada corte e aquisição	88
Fórmula 16 - Fração dispersa do sistema.....	88
Fórmula 17 - Taxa total de eventos para cada corte	88
Fórmula 18 - Taxa de eventos verdadeiros para cada corte	88
Fórmula 19 - Taxa de eventos fortuitos para cada corte	88
Fórmula 20 - Taxa de eventos dispersos para cada corte	88
Fórmula 21 - Taxa NECR para cada corte numa aquisição	89
Fórmula 22 - Espessura de corte em TC.....	98
Fórmula 23 - Índice de dose em TC (CTDI _w)	120

Índice de Tabelas

	Página
Tabela 1 - Radionuclídeos mais utilizados em PET	19
Tabela 2 - Características técnicas da componente PET do Gemini GXL	32
Tabela 3 - Resultados da 1ª tentativa do “Emission Study”	46
Tabela 4 - Resultados da 2ª tentativa do “Emission Study”	46
Tabela 5 - Valores de FWHM e FWTM resultantes do teste à resolução espacial axial	49
Tabela 6 - Valores de FWHM e FWTM resultantes do teste à resolução espacial transversal ...	53
Tabela 7 - Valores esperados pela Phillips para a resolução espacial axial	54
Tabela 8 - Valores esperados pela Phillips para a resolução espacial transversal.....	54
Tabela 9 - Comparação de resultados obtidos para a resolução espacial axial e transversal com valores fornecidos pelo fabricante e com outro autor	56
Tabela 10 - Valores esperados pela Phillips para a sensibilidade do sistema	65
Tabela 11 - Comparação entre os valores esperados pela Phillips e os resultados para a sensibilidade do sistema	67
Tabela 12 - Valores resultantes do teste de Qualidade de imagem, nomeadamente a percentagem de contraste entre as esferas e o fundo e a percentagem de variabilidade	75
Tabela 13 - Comparação de resultados da percentagem de contraste das esferas do teste com outro autor	79
Tabela 14 - Comparação de resultados da percentagem de variabilidade das esferas do teste com outro autor.....	79
Tabela 15 - Valores esperados pela Philips para a taxa de fração dispersa, para o pico de taxa de contagens verdadeiras e pico de taxa NEC.....	89
Tabela 16 - Resultados do teste de contagens Perdidas e acidentais	91
Tabela 17 - Comparação dos valores obtidos no teste de Contagens Perdidas e Acidentais com os valores recomendados pela marca Philips.....	94
Tabela 18 - Descrição dos módulos com respetiva localização no fantoma em mm	95
Tabela 19 - Especificidades de cada material.....	100
Tabela 20 - Resultados para módulo CTP404 – valores de material de CT.....	101
Tabela 21 - Resultados para módulo CTP404 – espessura de corte	102
Tabela 22 - Resultados para módulo CTP404 – Visibilidade de baixo contraste.....	102
Tabela 23 - Resultados para módulo CTP404 – esferas de baixo contraste.....	102
Tabela 24 - Resultados para módulo CTP404 – Linearidade do número de TC.....	102
Tabela 25 - Diferença entre os valores de UH dos materiais reprovados e o intervalo de aceitação	103
Tabela 26 - Resultados do teste realizado ao módulo CTP528 – MTF (desvio-padrão).....	110

Tabela 27 - Pares de linha interpolados.....	110
Tabela 28 - Comparação dos valores de MTF do equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico	111
Tabela 29 - Comparação dos valores de pares de linha interpolados do equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.....	111
Tabela 30 - Diâmetros dos alvos supracorte e subcorte para o módulo CTP515.....	112
Tabela 31 - Níveis de contraste dos alvos para o módulo CTP515	113
Tabela 32 - Resultados do teste realizado ao módulo CTP515 – Detecção de objetos de baixo contraste	114
Tabela 33 - Rácio contraste-ruído (CNR).....	114
Tabela 34 - Comparação de nº de objetos detetados no equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.....	115
Tabela 35 - Comparação de CNR no equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico	115
Tabela 36 - Resultados para módulo CTP486 – Uniformidade de TC	117
Tabela 37 - Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de corpo (32cm de diâmetro).....	125
Tabela 38 - Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de corpo (32cm de diâmetro).....	125
Tabela 39 - Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de cabeça (16cm de diâmetro).....	126
Tabela 40 - Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de bebé (10cm de diâmetro).....	127
Tabela 41 - Resultados das medições CTDI para a câmara de ionização suspensa no ar	127

Parte I – ENQUADRAMENTO TEÓRICO

CAPÍTULO 1

Introdução

Na última década tem-se verificado avanços tecnológicos significativos na imagiologia médica com o objetivo de melhorar a acuidade do diagnóstico e consequentemente do prognóstico. A imagiologia médica diz respeito à avaliação de tecidos e funções orgânicas do corpo humano, por meio de imagens. Evidencia-se a Tomografia Computadorizada (CT) e a Tomografia por Emissão de Positrões (PET). A tomografia é uma técnica assistida por computador, em que dados de diferentes perfis, de diferentes técnicas imagiológicas, são combinados e calculados para formar imagens “em cortes” dos objetos analisados.

Um dos marcos históricos da Medicina Nuclear ocorreu em 1998, quando surgiu o sistema de Tomografia por Emissão de Positrões / Tomografia Computadorizada (PET-CT) que alia a capacidade de obter imagens anatômicas precisas, por Tomografia Computadorizada, à potencialidade de obter imagens moleculares, por Tomografia de Emissão de Positrões, com a finalidade de obter informações sobre as alterações metabólicas e estruturais que ocorrem em situações de doença.

Uma imagem TC resulta no processamento por computador da informação recolhida após expor o doente a uma sucessão de exposições com raios X. A componente PET atua através da utilização de moléculas marcadas com radionuclídeos emissores de positrões. O radiofármaco mais frequentemente utilizado em PET é a Fluor-desoxiglicose, um análogo da glicose marcada com Fluor-18 (FDG-F18).¹

Um dos principais objetivos dos estudos de PET-CT é a obtenção de uma boa qualidade de imagem de um objeto através do equipamento, e por isso depende do bom desempenho do mesmo. Vários parâmetros associados ao equipamento são críticos para a formação de uma imagem de boa qualidade, nos quais se incluem a resolução espacial, a sensibilidade, o ruído, a radiação dispersa e o contraste. Estes parâmetros são interdependentes e, se um parâmetro é melhorado, um ou mais são comprometidos.²

Em medicina, qualidade significa corresponder e satisfazer às expectativas do paciente nomeadamente no diagnóstico e tratamento. Este objetivo deverá ser consubstanciado por profissionais, através de uma prática rigorosa e absoluta dos protocolos existentes para o efeito, seja de âmbito nacional ou internacional. O controlo de qualidade apresenta-se como o conjunto de atuações, planificações e sistematizações necessárias para assegurar que neste caso o equipamento ou serviço satisfazem os requerimentos da qualidade. Para se poder garantir e assegurar a qualidade, estabelecem-se programas de controlo de qualidade que reconhecem procedimentos, instruções, normas e outros aspetos relevantes, nos quais devem atender todos os intervenientes no processo em que estão envolvidos.³

Numa tentativa de padronizar as medidas de desempenho dos equipamentos PET-CT, a Associação de Fabricantes Elétricos Nacionais (NEMA do inglês “National Electrical Manufacturers Association”) apresenta uma norma realizada por uma comissão formada por membros de fabricantes de equipamentos PET, membros da Sociedade de Medicina Nuclear (SMN) e uma equipa de especialistas experientes em instrumentação PET. Esta norma, inicialmente intitulada NU 2-1994 foi atualizada para o documento NU 2-2001 e constitui uma série de testes de aceitação, principalmente concebidos para permitir a comparação significativa das especificações, não sendo destinados a um controlo de qualidade de rotina. Os testes de aceitação são uma parte muito importante do processo de aquisição de equipamentos de imagens médicas e servem para verificar vários parâmetros especificados pelo fabricante num equipamento PET. Os testes de aceitação de um sistema PET-CT envolvem a comparação dos resultados dos testes com as especificações fornecidas pelo fabricante.⁴

O presente trabalho consiste na descrição e implementação de um programa de Controlo de Qualidade (CQ) dedicado aos equipamentos PET-CT. Foram realizados pela primeira vez os testes NEMA NU 2-2001 no equipamento PET-CT da instituição, nunca antes realizados em Portugal em equipamentos PET-CT da marca Philips. Para a elaboração deste trabalho foi necessário realizar um levantamento de informação relativa a testes de controlo de qualidade realizados aos sistemas híbridos PET-CT e materiais existentes na unidade.

A implementação de um programa de Controlo de Qualidade integrado na valência PET-CT foi possível através de um protocolo realizado entre a entidade académica Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra e o Departamento de Física Médica da instituição Dr. Campos Costa. O equipamento presente nesta instituição pertence à marca Philips e constitui o modelo Gemini GXL.

Este trabalho encontra-se dividido em duas partes: “Enquadramento Teórico” na qual é feita uma descrição dos princípios físicos dos sistemas TC e PET assim como a especificação das suas características físicas enquanto equipamentos isolados e equipamentos híbridos; “Aplicação dos testes de Controlo de Qualidade” onde, tal como o título indica, é feita uma abordagem prática, realizando a descrição de um conjunto de testes e conseqüentemente análise de resultados. Pretende-se verificar determinados parâmetros dos equipamentos e obter uma conclusão acerca do adequado funcionamento dos mesmos.

Na modalidade PET, foi utilizado o Kit de Fantomas NEMA 2001 e os testes realizados foram: Teste de Resolução de Energia, Teste de Resolução Espacial, Teste de Sensibilidade, Teste de Qualidade de Imagem e Teste de Taxa de Fração Dispersa e Contagens Perdidas e Acidentais. Na modalidade de TC foi utilizado o Fantoma Catphan 600 e o Kit de Fantomas Dosimétricos. Os testes realizados foram: teste de Espessura de Corte, Teste de Linearidade dos números de TC, cálculo de MTF (“Modulation Transfer Function”), Geometria, Resolução Espacial, Baixo Contraste, Uniformidade e o Índice de Dose em TC (CTDI). Foram desenvolvidos protocolos para a respetiva implementação. Posteriormente realizou-se o tratamento da informação e análise comparativa com dados facultados pelos fornecedores. No final de cada teste apresenta-se uma reflexão sobre os resultados obtidos, com respetiva comparação com os valores de referência fornecidos pela marca Phillips.

CAPÍTULO 2

Princípios físicos em Tomografia Computorizada

2.1 Tomografia Computorizada

Desde a descoberta da radiação X, em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, a Radiologia tem vindo a expandir-se, criando novas técnicas e métodos de estudo do corpo humano. Atualmente, a Tomografia Computorizada (TC) é um dos mais modernos métodos de diagnóstico, cuja importância e valor é reconhecida pelos mais diversos sectores da Medicina. Esta foi descoberta em 1970 por Godfrey Hounsfield e Allan Macleod Cormack, os grandes impulsionadores para o seu desenvolvimento, a quem o Prémio Nobel da Medicina e da Fisiologia foi atribuído pelo seu importante contributo para o tratamento dos pacientes.⁵

A Tomografia Computorizada é uma modalidade de imagiologia médica, não invasiva, cujo princípio de funcionamento se baseia na utilização de radiação X para calcular a distribuição de um parâmetro físico – coeficiente de atenuação linear – num corte transversal do corpo humano ao longo de um único eixo. A intensidade da atenuação do feixe de fótons que emerge do objeto é medida por um conjunto de detetores que se encontram do lado oposto à fonte.⁶

2.2 Radiação X

Os raios X são ondas eletromagnéticas que são geradas por processos físicos que ocorrem dentro da matéria ao nível atómico. Os comprimentos de onda (λ), variam de 10^{-12} a 10^{-9} m. No entanto, no domínio das aplicações médicas, o intervalo de λ relevantes é ainda mais estreito, estando compreendidos entre 6×10^{-12} e $1,2 \times 10^{-10}$ m. A energia de um fóton de raio X (E) é inversamente proporcional ao seu λ , sendo descrita pela seguinte expressão:

$$(1) \quad E = \frac{hc}{\lambda}$$

Onde h é a constante de Planck (6.63×10^{-34} J.s) e c a velocidade da luz no vácuo (3×10^8 m/s). Deste modo, pode concluir-se que os fótons de raios X com energias mais elevadas têm λ mais curtos do que os fótons com energias mais baixas. ⁷

Os raios X são produzidos a partir de um acelerador de feixe de eletrões, designado por tubo de raios X. Este é essencialmente constituído por uma ampola a baixa pressão, um cátodo e um ânodo rotativo onde é produzida a radiação X. Uma corrente elétrica é aplicada ao cátodo (filamento metálico, sendo utilizado frequentemente tungsténio) provocando o aquecimento deste. Quando a temperatura atinge um determinado limite, a energia térmica é absorvida pelos átomos originando a emissão de um pequeno número de eletrões da superfície metálica desse filamento (emissão termiônica). Quanto maior for o valor da tensão aplicada no tubo (até um determinado limite), maior a quantidade de eletrões libertados por segundo. Devido a uma diferença de potencial existente entre o cátodo (potencial elétrico negativo) e o ânodo (potencial elétrico positivo), os eletrões ejetados sofrem uma aceleração em direção ao alvo que se encontra no ânodo.⁸ Esta diferença de potencial está diretamente ligada à energia de produção dos raios X, ou seja, quanto maior a diferença de potencial aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X. O tipo de alvo utilizado na produção dos raios X também condiciona a energia dos mesmos pois, quanto maior o número atômico, Z , do alvo, maior será a energia dos raios X.

Quando os eletrões interagem com o alvo, a produção de raios X pode ser dividida em dois grupos distintos, dependendo dos processos físicos que lhe dão origem:

- 1) Radiação de Bremsstrahlung ou de travagem;
- 2) Raios X característicos

O espectro de energias dos raios X é constituído essencialmente pela denominada radiação de Bremsstrahlung ou de travagem. Esta radiação é um processo físico que ocorre quando um eletrão livre, com uma determinada energia cinética, é desacelerado e deflectido, devido à influência do núcleo pesado do alvo. A probabilidade de o eletrão perder energia é tanto maior quanto maior for a sua proximidade do núcleo, no momento da passagem pelo mesmo e ambos interagem segundo as leis físicas de interação eletrostática (lei de Coulomb). O processo de Bremsstrahlung é responsável pelo espectro contínuo de raios X uma vez que a energia

cinética perdida pelo elétron é transformada em radiação eletromagnética. O elétron, ao desacelerar, pode transmitir parte da sua energia a um outro elétron (colisão inelástica), ao mesmo tempo que é defletido, provocando a excitação desse elétron. Devido às leis da conservação, o elétron excitado liberta um fóton com energia proporcional à diferença de energia dos respectivos estados de energia, ao voltar para o seu estado fundamental. No entanto, o elétron incidente pode ter energia suficiente para ejetar um elétron do alvo. Um outro elétron, de um nível de energia inferior, automaticamente preenche esse vazio, libertando-se um fóton. A energia do fóton emitido, proporcional à diferença de energias entre os respectivos estados de energia, corresponde à energia de ionização (ou característica) dos raios X. Numa situação mais extrema, o elétron incidente, ao transmitir toda a sua energia ao elétron (colisões elásticas), provoca o efeito de Joule (geração calor).⁸⁻¹⁰

2.3 Interação da radiação com a matéria

Quando um fóton interage com a matéria, pode transferir parcial ou totalmente a sua energia, levando à excitação ou ionização dos átomos do material absorvente. Geralmente, quanto maior a massa das partículas da matéria, maior é a probabilidade da radiação ser absorvida pela mesma. Existem várias formas dos raios X interagirem com a matéria. Uma vez que as energias típicas de fótons de raios X utilizados em TC se encontram na gama de 20 a 140 keV, serão apenas abordados neste subcapítulo os três mecanismos de interação de interesse para o tema desta dissertação. Assim sendo, os mais relevantes são:¹¹

- 1) Efeito fotoelétrico
- 2) Efeito de Compton
- 3) Produção de Pares

O efeito fotoelétrico é um processo que ocorre quando há interação dos fótons com os elétrons que se encontram nas órbitas de maior energia do átomo (órbitas mais internas). Neste processo, quando a energia do fóton é superior à energia de ligação do elétron, o fóton transfere toda a sua energia, para o elétron fortemente ligado ao núcleo, ejetando-o do átomo. O elétron ejetado é geralmente designado por fotoelétron.¹² Parte dessa energia é usada para superar a energia de ligação do elétron

e a energia restante é transferida para o mesmo elétron sob a forma de energia cinética. A ejeção do elétron deixa uma lacuna na sua camada energética, sendo esta rapidamente preenchida através da captura de elétrons livres do meio e/ou rearranjo dos elétrons periféricos, resultando na emissão de radiação característica.¹³ A probabilidade deste processo ocorrer aumenta com o aumento do número atômico do material e diminui com o aumento da energia dos fótons.

O efeito de Compton ocorre quando os raios-X interagem com um elétron das camadas externas (órbitas de menor energia). Como a energia de ligação destes elétrons é muito baixa considera-se que o elétron é livre. Nesta interação, o fóton cede parte da sua energia ao elétron ejetando-o e sofre um desvio da sua trajetória com menor energia do que a original. A energia transferida não depende das propriedades do material ou da densidade eletrônica. O fóton, ao continuar a atravessar a matéria, pode voltar a interagir com outros elétrons provocando ionizações, excitações (efeito de Compton, efeito fotoelétrico) ou simplesmente não voltar a interagir.^{2,9}

A produção de pares ocorre unicamente para energias acima dos 1.022 meV, equivalente ao dobro da energia de massa de um elétron em repouso. Este processo consiste na interação do fóton com núcleos de elevado número atômico, onde é convertido, espontaneamente, em dois elétrons com cargas opostas, originando um par elétron-positrão com a mesma energia cinética. O elétron perde a sua energia cinética pela ionização e excitação. Por sua vez o positrão irá interagir com um elétron produzindo dois fótons de 511 keV.¹⁴

2.4 Atenuação da radiação – Coeficiente de atenuação

Quando os fótons cedem parte da sua energia a todos os elementos de volume do objeto em processos físicos como os referidos em 2.1.2, os restantes são fótons secundários correspondentes à diferença de energia entre os fótons incidentes e emergentes. Em TC ocorre uma sucessão de eventos deste tipo, com perda gradual de energia. A intensidade do feixe incidente I_0 no objeto e a intensidade emergente I atenuada pelos elementos de volume do objeto são medidas para calcular os valores de atenuação ao longo de cada feixe. Num feixe de fótons incidente, após sofrer atenuação, a intensidade do feixe transmitido (I) é descrita pela lei de Beer-Lambert:

$$(2) I = I_0 e^{-\mu d}$$

Devido aos diferentes coeficientes de atenuação dos tecidos (μ), ocorrerá uma variação da intensidade do feixe emergente, com a distância percorrida (d). O coeficiente linear de atenuação diminui com o aumento da energia dos fótons e aumenta com o número atômico e a densidade da matéria. Isto permitirá retirar valores de densidade proporcionais de coeficientes de atenuação linear dos elementos da imagem, correspondente a diferentes anatomias, ou seja os tecidos são discriminados mediante o seu coeficiente de atenuação, que depende, das interações sofridas na matéria.¹⁵

Assim, uma imagem TC é essencialmente um mapa espacial de coeficientes de atenuação do objeto em estudo armazenado numa matriz quadrada (Fig. 1). O coeficiente de atenuação para cada ponto da imagem é calculado obtendo a média e aplicando um filtro aos coeficientes de atenuação de todos os feixes de raios-X que cruzam aquele ponto (algoritmo de retroprojeção filtrada ou “Filtered Back Projection”).

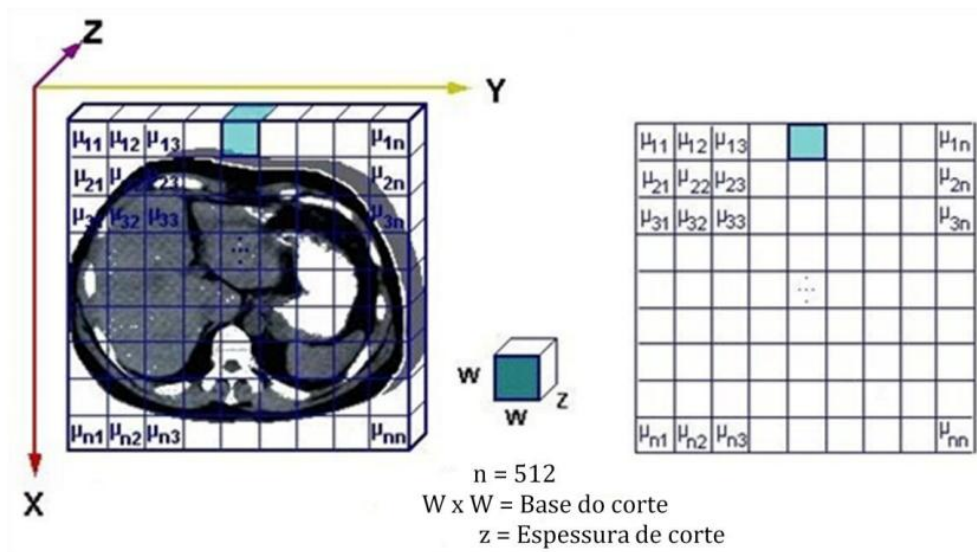


Figura 1 Exemplo de uma matriz quadrada de determinação dos coeficientes de atenuação segundo uma determinada direção. Adaptado de⁴⁶

Cada elemento da matriz corresponde a um *pixel* da imagem, que na realidade representa um pequeno volume (*voxel*). A cada *voxel* é atribuído um valor numérico de acordo com o grau de atenuação do raio X nesse mesmo *voxel*.

2.5 Escala de Hounsfield

A escala de Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação (μ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios X em Unidades de Hounsfield (UH) (ou números TC), de acordo com a seguinte equação:

$$(3) \quad UH = \frac{\mu_T - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}}$$

Onde μ_T é o coeficiente de atenuação para um tecido genérico e $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação da água.

As UH são normalizadas numa escala que varia aproximadamente entre -1000 UH (correspondentes ao ar) e 3000 UH (correspondente a osso denso), onde a água é a referência. As UH são muito importantes na interpretação de imagens médicas auxiliando a classificação do tipo de tecido em causa. Deste modo os tecidos pulmonares e a gordura apresentam UH negativos devido à sua baixa densidade. A maioria dos órgãos e tecidos (músculo, tecidos de ligação, etc.) têm valores positivos. Os coeficientes de atenuação depois de serem traduzidos em UH, são convertidos numa escala de tonalidades de cinzentos. No esquema que se segue é possível analisar diferentes valores de UH para vários tipos de tecido humano e respetivas tonalidades de cinzento (Fig. 2):

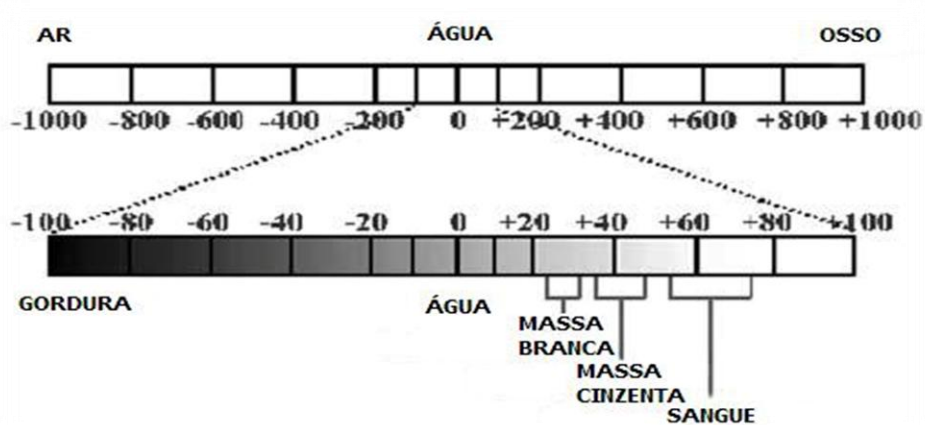


Figura 2 Diferentes valores de Unidades de Hounsfield para diferentes tecidos humanos e respetiva escala de cinzentos. Adaptado de ²¹

2.6 Instrumentação em TC

Os dois princípios fundamentais que presidiram ao aparecimento e desenvolvimento da TC foram o conjunto formado pela ampola de raio X e detetores em localização opostas, rodando estes à volta do paciente, e a utilização de algoritmos computadorizados, que permitem transformar dados analógicos em digitais, levando ao posterior aparecimento da imagem. Num exame de TC, o paciente é colocado numa mesa que se desloca para o interior de um orifício. À volta deste encontra-se uma ampola de raios X, num suporte circular designado gantry, e no lado oposto um detetor responsável por captar a radiação e transmitir essa informação ao computador ao qual está conectado. A finalidade da TC consiste em calcular os coeficientes de atenuação linear do feixe de raio X, em cada ponto dessas secções do corpo, a partir do conjunto de projecções obtidas, para diferentes ângulos à volta do doente.¹⁶

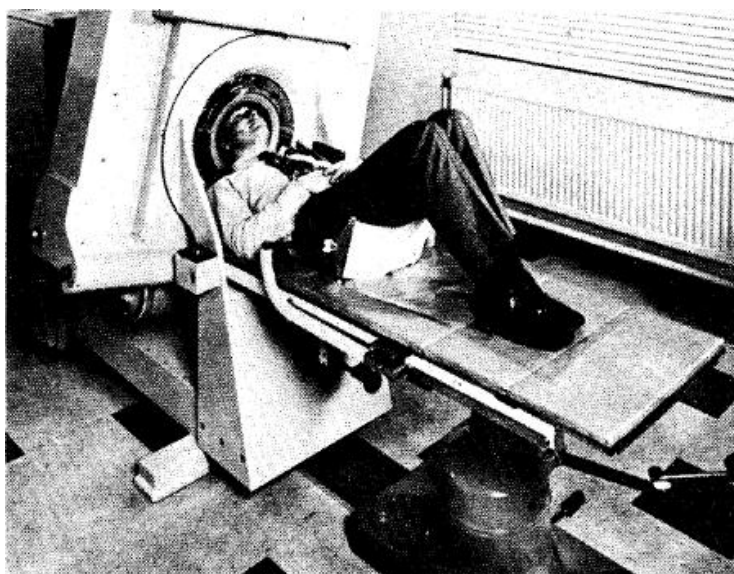


Figura 3 Primeiro protótipo instalado em Atkinson Morley's Hospital, London¹⁷

A TC sofreu uma grande evolução ao longo do tempo, passando por várias fases de desenvolvimento, denominadas de gerações, que descrevem a relação e configuração do tubo de RX/detetores que se foram modificando. Os progressos da primeira à terceira geração foram de grande importância, nomeadamente na redução do tempo de aquisição, dose no paciente e artefactos. As grandes alterações deram-se, no aumento do número de detetores e quanto ao tipo de movimento detetores/fonte

de raio X que evoluiu de translação/rotação para rotação/rotação. A primeira geração de tomógrafos utilizava feixes de radiação X estreitos, também conhecidos como *pencil beams of X-rays*, em que era necessária a translação e a rotação da fonte e do sistema de detecção. A segunda geração de equipamentos introduziu a geometria de feixe de radiação X em formato de leque, também conhecidos como *fan-beam X-ray geometry*, na qual era utilizada uma única matriz linear de detetores. Na terceira geração foi introduzido um único detetor em formato de arco em conjunto com um feixe de radiação X em formato de leque. Na quarta geração utilizou-se um feixe de radiação X em formato de leque e uma matriz circular de detetores. A evolução desta geração não se traduziu de forma tão eficiente pois apesar do aumento no número de detetores estes permaneciam imóveis. As gerações seguintes, apesar de sofrerem uma evolução e melhoramento da performance, traduzem custos elevados pelo que não constituem a massa representativa de equipamentos utilizados hoje em dia.¹⁸

Relativamente à evolução dos tomógrafos foram surgindo novas tecnologias das quais se destaca a tomografia helicoidal, espiral ou volumétrica, com o seu aparecimento no final da década de 1980, permitindo a obtenção de reconstruções multiplanares (MPR), isto é, reconstruções de cortes em todas as direções e imagens tridimensionais de elevada qualidade. Este avanço incrementou a qualidade da imagem e reduziu o tempo de exposição do paciente. Posteriormente, surgiu o conceito da tomografia computadorizada multicorte – TCMC ou TC multidetetores, em 1992, utilizando um elevado número de detetores de matriz curvilínea, permitindo, assim, por cada rotação de 360º do conjunto ampola/detetores, uma aquisição de vários cortes por rotação do feixe de raio X em torno do paciente (Fig. 4).

Em termos gerais, a estrutura de um equipamento de Tomografia Computorizada é constituída pelos seguintes elementos:

- Sistema de aquisição e transferência de dados:
 - Gantry – abertura por onde o paciente se desloca durante um exame. Nela encontram-se:
 - A ampola de raios X;
 - O gerador de alta tensão;
 - O sistema de colimação;
 - Os detetores;

- O sistema de refrigeração;
- Unidade de alta tensão
- Mesa
- Unidade de transferência de dados
- Sistema de computorização
 - Controlo do sistema por parte do operador
 - Processamento dos dados pelo computador
 - Reconstrução e registo da imagem
- Sistema de registo de imagem
- Segunda consola para pós-processamento da imagem⁵



Figura 4 Equipamento de TC de última geração – TCMC ¹⁹

2.7 Parâmetros de Qualidade de Imagem

Tal como abordado nos subcapítulos anteriores, a imagem TC reconstruída é essencialmente um mapa ponderado da atenuação dos raios X nos tecidos. A imagem é apresentada como uma matriz bidimensional em que, a cada elemento desta matriz, o *pixel*, é atribuído um valor numérico, denominado número de TC. Este é expresso em unidades Hounsfield (UH) e está relacionado com o coeficiente linear médio de atenuação do elemento de volume, *voxel*, no interior do corte que o *pixel* representa. A sua precisão é limitada pelas limitações físicas (flutuações estatísticas de natureza

quântica) inerentes ao sistema assim como limitações de dose impostas do radiodiagnóstico (Fig. 5).²⁰

A Qualidade da Imagem (QI) é uma característica de uma imagem digital que mede a degradação da imagem. O grau da qualidade da imagem liga-se à fidelidade com que o conjunto de números de TC reproduz as pequenas diferenças em atenuação entre os tecidos (resolução de baixo contraste ou resolução de sensibilidade) e os pequenos detalhes das estruturas (resolução de alto contraste ou resolução espacial).²¹

Dado que qualidade de imagem afeta diretamente a capacidade de identificar e delinear volumes alvo e estruturas críticas para o radiodiagnóstico, é de extrema importância a sua avaliação. A qualidade de imagem pode ser expressa em termos de parâmetros físicos, tais como a uniformidade, linearidade, ruído, resolução espacial e resolução de contraste. Estes parâmetros são mensuráveis utilizando fantasmas adequados.

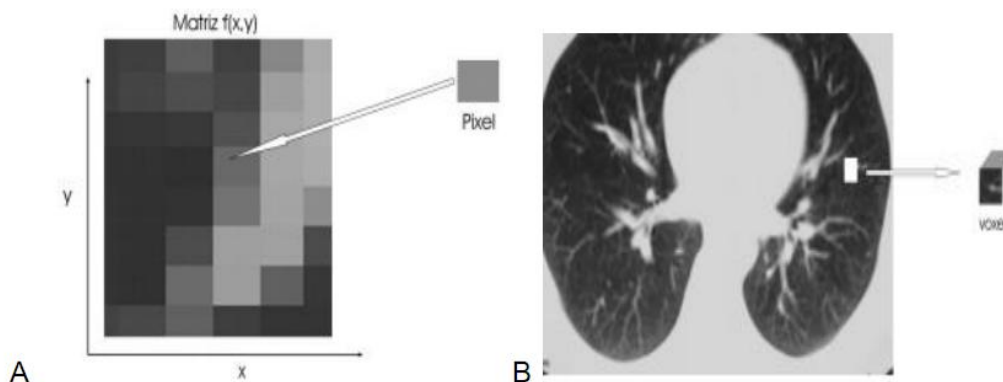


Figura 5 Representação de uma matriz, onde se podem observar os píxeis que a constituem (A); Representação de um voxel de uma imagem seccionada do pulmão (B).²²

2.7.1 Linearidade dos números de TC

O número de TC está relacionado com os coeficientes de atenuação lineares, μ , dos tecidos que compõem o corte tomográfico, quando comparados com a água, e dependem da densidade e espessura das estruturas atravessadas. Na matriz, a cada *pixel* corresponde um número de TC diferente, expresso em unidades de Hounsfield (UH), visíveis no monitor como um nível de brilho, formam uma escala de cinzentos.¹⁶

A linearidade de sistema de Tomografia Computadorizada define o modo como são respeitadas na imagem as variações no valor dos coeficientes de atenuação do objeto. A relação entre os números TC e os coeficientes de atenuação traduz-se numa curva que deve ser linear. Esta característica (linearidade) é essencial para a correta avaliação de uma imagem de TC, pois estabelece a constância da escala de contraste ao longo de uma vasta gama de números TC de interesse clínico. Os equipamentos TC devem ser frequentemente calibrados para que o valor do número de TC da água seja zero e os outros materiais e tecidos tenham o apropriado valor TC. O desvio da linearidade é a indicação de um erro ou defeito do sistema de imagem TC.

Para a energia dos fótons (70 keV em valor médio) utilizada na maioria dos aparelhos TC, a gama de atenuação dos tecidos moles está devidamente enquadrada para valores de atenuação de plásticos com densidades no intervalo do polietileno e plexiglas e do acrílico.

2.7.2 Uniformidade

Se um objeto é uniforme, por exemplo a água, todos os pixéis que formam a imagem devem ter o mesmo valor. Isto significa que se o equipamento estiver ajustado de forma adequada, o desvio padrão dos valores dos números de TC deve ser igual a zero.

A uniformidade dos números de TC através de todo o campo de visão, também conhecido como FOV (do inglês, *Field of View*), da aquisição tomográfica representa uma indicação da qualidade da aquisição em questão. Esta uniformidade refere-se aos valores dos pixéis na imagem reconstruída, os quais devem ser constantes em qualquer ponto da imagem adquirida de um objeto simulador da atenuação da radiação média dos tecidos humanos, também conhecido como fantoma. Para verificar-se a uniformidade de uma imagem pode-se estabelecer cinco regiões de interesse, também conhecidas como ROI (do inglês, *Region of Interest*), numa imagem axial tomográfica de um objeto simulador padrão (fantoma), preenchido com água e, a partir destas regiões, medir os valores das intensidades dos níveis de cinza na imagem.²³

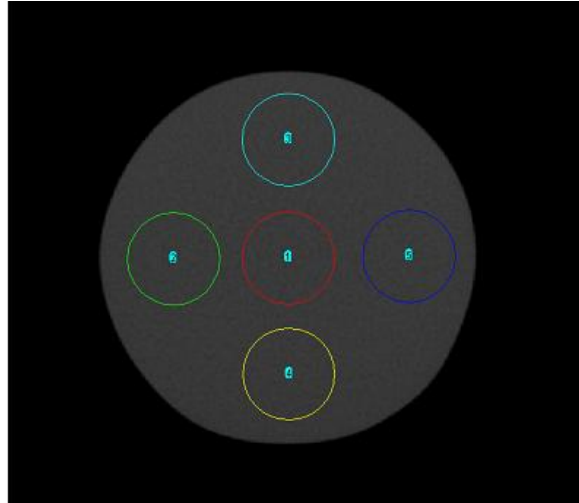


Figura 6 Cinco ROI's de uma imagem axial tomográfica reconstruída a partir da aquisição de um fantoma preenchido com água.

2.7.3 Resolução espacial

Resolução espacial é a capacidade do sistema mostrar detalhes finos de alto contraste, acima de 10%. A resolução espacial pode ser descrita como a menor distância entre dois pontos pequenos que podem ser visualizados na imagem.

São vários os fatores que contribuem para a perda de nitidez e redução da visibilidade de detalhe em TC, alguns controláveis pelo operador e outros característicos do próprio tomógrafo. O fator mais significativo que leva à perda de nitidez é a espessura do raio da amostra ou a abertura da amostragem, visto que os detalhes anatómicos que se encontram dentro da espessura do raio não são distinguíveis durante o processo de medição. A espessura dos raios é determinada pela janela do detetor, tamanho do ponto focal, deslocamento do ponto focal durante a medição de um perfil e o espaçamento entre os raios. Outro fator que influencia a resolução espacial é o tamanho do voxel, que depende do campo de visão, tamanho da matriz e espessura de corte. Os filtros de reconstrução também contribuem para a resolução espacial.

A grandeza para medir e quantificar a resolução espacial é a frequência espacial, normalmente em unidades de pares de linhas por unidade de distância (pl / cm).²³

2.7.4 Resolução em contraste

A resolução de baixo contraste é a capacidade de visualizar e distinguir duas estruturas com densidades semelhantes e está relacionada com o ruído. Quanto maior o ruído da imagem, mais difícil é a detecção de um objeto de baixo contraste, o que pode prejudicar a detecção de lesões. Na TC este parâmetro descreve a habilidade de um sistema de imagem em discriminar a atenuação da radiação em tecidos com atenuações diferentes, medida em unidades de Hounsfield (HU). O tamanho da estrutura que é visível depende do nível de contraste dessa estrutura em relação ao fundo, por exemplo, um nódulo num tórax é mais visível do que no fígado. Quanto menor é o contraste, mais difícil é diferenciar duas regiões vizinhas.

Os fatores que afetam a resolução em contraste incluem o fluxo de fótons incidente no sistema de detecção, espessura de corte tomográfico, tamanho do paciente, sensibilidade do sistema de detecção, algoritmos de reconstrução, visualização da imagem, registo das imagens e ruído.²³

2.7.5 Ruído

O ruído representa o aspeto granulado observado na imagem de TC. É o resultado da natureza quântica de fótons de raios X, que gera uma flutuação estatística local nos números de TC dos pixels da imagem de uma região homogénea do corpo. A magnitude do ruído é determinada pelo desvio padrão dos números de TC sobre a região de interesse (ROI) num material homogéneo. A fonte predominante de ruído é a flutuação do número de fótons de raios X detetados, portanto, depende da eficiência dos detetores e do fluxo de fótons que atinge o detetor. Este último é determinado pela tensão aplicada ao tubo, pela corrente no tubo, pelo filtro físico, a espessura do corte, a espessura e composição da região do corpo em estudo e pelo algoritmo de reconstrução, principalmente do núcleo de convolução.

Na caracterização de sistemas de TC, o ruído quântico, resolução espacial e resolução em contraste são de particular interesse. O ruído quântico é fundamentalmente relacionado com a qualidade da imagem e em função da dose, transmissividade dos tecidos, e tamanho do *voxel*. O ruído é, por sua vez, determinante na resolução em contraste e, em menor grau, da resolução espacial que, em conjunto com os artefactos, constituem as principais características observáveis e determinantes na qualidade global da imagem.²³

CAPÍTULO 3

Princípios físicos em Tomografia por Emissão de Positrões

3.1 Tomografia por Emissão de Positrões (PET)

A emissão de positrões e detecção da radiação produzida é hoje uma técnica conhecida que data do início do século XX. No entanto é apenas nas últimas décadas com o desenvolvimento de circuitos elétricos rápidos e poderosos sistemas computacionais, que este conhecimento pode ser posto em prática como uma importante ferramenta de diagnóstico. Atualmente, a Tomografia por Emissão de Positrões é a modalidade mais avançada, cara e sofisticada no campo da medicina nuclear.²⁴

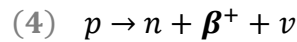
A PET é uma técnica imagiológica de medicina nuclear, não invasiva, que utiliza radiofármacos (compostos radioativos) na determinação das propriedades fisiológicas do organismo, quantificando a sua biodistribuição in vivo. A atividade destes radionuclídeos, importantes na realização de uma função orgânica específica, é posteriormente detetada, sendo a partir dela obtida informação sobre a função em estudo. As imagens PET são caracterizadas pela emissão de radiação proveniente da aniquilação dos positrões emitidos do núcleo radioativo com os elétrons da matéria. Este tipo de exame permite a obtenção de informação relevante relativamente aos órgãos, função celular e sub-celular.²⁵

3.2 Radionuclídeos

Os núclídeos que apresentam o mesmo número de prótons são designados por isótopos. Grande parte desses isótopos são instáveis e denominam-se isótopos radioativos ou radionuclídeos, que são produzidos, na sua maioria, artificialmente em ciclotrões ou em reatores nucleares.

O núcleo instável, de um radionuclídeo, decai para um núcleo mais estável emitindo radiação sob a forma de partículas α , β^- e β^+ (transições isobáricas), por captura eletrônica ou por emissão de raios γ (transição isomérica).

No diagnóstico PET, os radionuclídeos usados baseiam-se no decaimento de núcleos emissores de positrões (β^+). Neste tipo de decaimento, um próton (p) do núcleo é convertido num neutrão (n) emitindo ao mesmo tempo uma partícula e um neutrino (ν).



A carga positiva do próton transita para fora do núcleo sob a forma de um positrão, ou partícula β^+ . O positrão, ao passar pela matéria, perde energia cinética mediante sucessivas colisões, ou difusões inelásticas, com outros átomos. Após perda da energia, o positrão acaba por se aniquilar com um electrão, quando ambos se encontram num estado muito próximo do repouso. Esta aniquilação ocorre com elevada probabilidade nos gases e metais, mas corresponde apenas a um terço dos casos que ocorrem em água ou em tecidos humanos. Da aniquilação, resulta a emissão de dois fótons gama com energias de 511 keV cada, em direcções quase opostas ($\theta = 180 \pm 0.25^\circ$):⁹

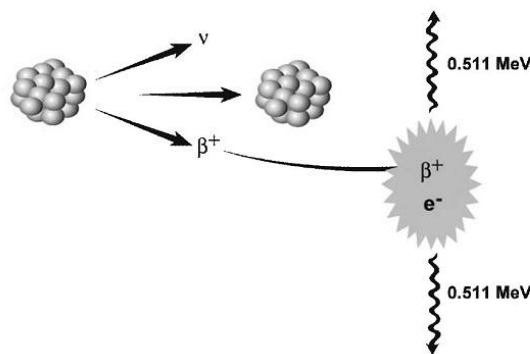


Figura 7 Ilustração de um esquema de aniquilação do positrão com um electrão. Dois fótons de 511 keV são produzidos e emitidos na mesma direcção mas em sentidos opostos (180°)

A maioria dos radiofármacos utilizados em PET contém um dos quatro emissores de positrões mais conhecidos, ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F , que são isótopos de elementos que constituem ou são consumidos pelo corpo humano como oxigénio, azoto, carbono e fluor (tabela 1). O facto de estes radiofármacos serem análogos a moléculas biológicas faz com que sejam facilmente incorporados no processo metabólico, simulando os processos biológicos, depois de administrados.

Tabela 1 Radionuclídeos mais utilizados em PET (adaptado de ²⁶)

Radionuclídeo	Meia vida
Carbono-11	20,39 min
Azoto-13	9,965 min
Oxigénio-15	122,24 s
Flúor-18	109,77 min
Gálio-68	67,629 min
Rubídio-82	1,273 min

O mais utilizado dos emissores de positrões é o ¹⁸F, pois apresenta uma vida média relativamente longa (min 1092 /1= t) quando comparada com os restantes, e é utilizado para obter a Fluoro-desoxiglicose (FDG) radioativa. O radiofármaco ¹⁸F-FDG apresenta uma dosimetria de radiação aceitável para o paciente e, ao mesmo tempo, longo o suficiente para fazer a sua distribuição de forma eficaz, permitindo a aquisição de imagens de alta resolução. É ainda um análogo da glicose, o que permite a sua utilização para o estudo do metabolismo de órgãos e tecidos. Como geralmente as células tumorais apresentam uma taxa metabólica superior às células normais, o consumo da glicose é superior e assim sendo, a concentração de ¹⁸F-FDG também será superior.^{10,27}

As pequenas meias vidas destas partículas permitem ao paciente e aos técnicos que as manuseiam, a receção de apenas baixas doses de radiação. No entanto encontram-se limitadas pelo facto de terem de ser injetadas imediatamente após produção e apenas ser possível marcar uma espécie de molécula num determinado ensaio ou exame clínico devido ao decaimento do radionuclídeo.²⁸

Ao fim de alguns minutos o radionuclídeo acumula-se na área do corpo para a qual o radiofármaco tem afinidade. A identificação e deteção da presença de moléculas do radiomarcador numa localização específica na fonte (corpo em estudo), é levada a cabo por uma cadeia de eventos baseada em princípios físicos, que irá ser descrita no ponto seguinte.

3.3 Deteção de fotões γ

Tal como referido no ponto anterior, do processo de aniquilação resulta a emissão de um par de raios γ , isto é dois fotões antiparalelos de 511 keV cada, que se deslocam praticamente em sentidos opostos, de acordo com as leis de conservação do momento linear, emergindo do corpo de forma a serem detetados por cintiladores, localizados nos anéis que formam o tomógrafo do PET. Os dois fotões emitidos ao serem coincidentes em tempo determinam a linha de ativação, denominada geralmente por linha de resposta (LOR) (Fig. 8).²⁹⁻³¹

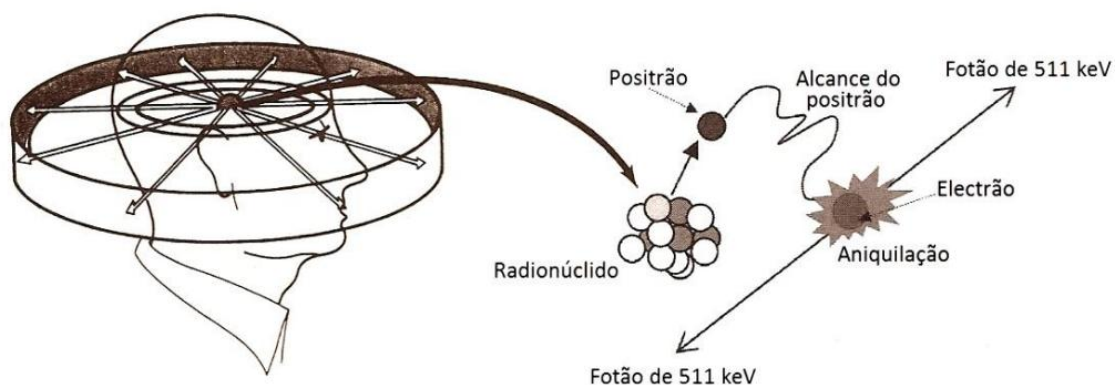


Figura 8 Cadeia de eventos que descrevem o processo de aniquilação (adaptado de ³²)

3.3.1 Tipos de eventos detetados

À deteção simultânea de dois fotões numa determinada LOR denomina-se de coincidência. Num sistema PET as coincidências podem ser de vários tipos: coincidências verdadeiras, coincidências de dispersão por efeito de Compton e coincidências acidentais ou aleatórias. Estas coincidências encontram-se ilustradas na Figura 9.

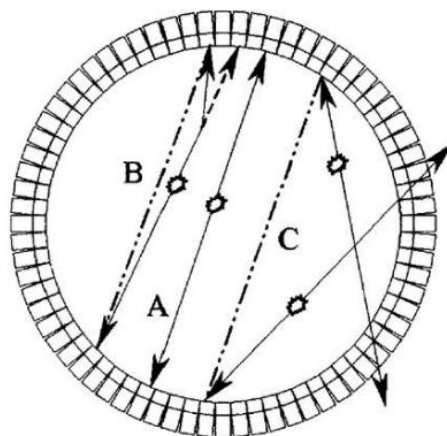


Figura 9 Representação gráfica de eventos verdadeiros (A), de dispersão (B) e acidentais (C) (adaptado de³¹)

Em circunstâncias ideais, apenas coincidências verdadeiras (*true*s) devem ser registradas, onde ambos os fótons foram originados na mesma aniquilação e não mudam de direção até a sua detecção. No entanto, um fóton de alta energia ao interagir com o meio (corpo) pode ser totalmente absorvido ou desviado da sua trajetória original por dispersão de Compton antes de ser detetado.²⁴

No último caso, o fóton deflectido pode ser detetado em coincidência com o outro fóton proveniente do mesmo processo de aniquilação, pelo que este evento não irá conter o local da aniquilação original, dando origem à detecção num LOR incorreto. A este tipo de evento denomina-se evento dispersivo e corresponde a um evento falso. A dispersão de Compton pode também ocorrer no interior do cristal do detetor fazendo com que o fóton se escape do material e deposite a sua energia num cintilador adjacente, causando novamente o mau posicionamento do evento detetado. Sendo contado como ocorrido no detetor errado.

Outra fonte de eventos falsos é a chegada em coincidência ao anel do detetor de dois fótons, provenientes de dois eventos de aniquilação diferentes os quais se denominam de coincidências acidentais. Estes eventos são considerados como verdadeiros pelo sistema de aquisição sendo, no entanto, falsa essa informação. Quando fótons simples e coincidências múltiplas atingem o anel de detetores dentro da janela de tempo de coincidência definida pelos circuitos adjacentes, estes fótons são rejeitados pelo sistema pois não permitem a determinação de uma LOR.

As coincidências acidentais e de dispersão não contribuem para uma representação precisa do objeto subjacente e são registradas em conjunto com as

coincidências verdadeiras obtidas, constituindo fontes de ruído de fundo e de distorção da imagem.^{29,31}

3.4 Instrumentação em PET

Os equipamentos PET sofreram melhorias ao longo dos anos, nomeadamente a nível da geometria e a nível eletrónico que aliados a novos cristais detetores de radiação contribuíram para aperfeiçoamento significativo na eficiência da deteção.

Em PET, o tomógrafo dedicado contém múltiplos anéis de detetores que circundam o paciente cilíndricamente de forma a aproveitar ao máximo o facto de, pela aniquilação, serem emitidos dois fótons gama com direções diametralmente opostas. Cada anel normalmente consiste em detetores constituídos por cristais de cintilação, que estão acoplados a tubos fotomultiplicadores (PMTs).²⁴

A maioria dos tomógrafos PET atuais usam cristais compostos por Germanato de Bismuto (BGO), Oxi-ortosilicato de Lutécio dopado com Cério (LSO) ou Silicato de Gaudolinio dopado com Cério (GSO), os quais possuem um elevado número atómico e densidade. Os dois primeiros possuem alta densidade e um poder de paragem (stopping effect) eficaz para fótons de 511 keV, razão pela qual são preferidos em vez do GSO. A eficiência de absorção dos cristais de BGO é maior que os de LSO devido ao seu maior número atómico, contudo, os cristais LSO têm um tempo de decaimento mais baixo (40 nanosegundos para 300 nanosegundos dos cristais BGO) e emitem 5 vezes mais luz que os cristais BGO. Nos anos 90, o cristal mais utilizado foi o BGO na maioria dos sistemas PET, tendo vindo a ser substituído pelo LSO ou suas variações, na maioria dos sistemas mais recentes.^{33,34}

Quando os fótons atingem o cristal de cintilação e interagem com o mesmo por efeito Compton e Fotoelétrico, depositam a sua energia nesse cristal. A energia absorvida promove a excitação dos átomos do cristal com consequente emissão de fótons de cintilação (ou fótons de luz visível), que são detetados pelo fotocátodo e multiplicados e acelerados, ao longo do fotomultiplicador, por dínodos, até chegarem ao ânodo (Fig. 10). Desta forma, é gerado um impulso elétrico no ânodo que será por fim amplificado. O tempo total deste processo é designado por tempo morto (T) durante o qual o sistema de deteção é incapaz de processar um segundo evento, que é

perdido. Este tempo pode ser reduzido usando outro tipo de detetores de cintilação e usando componentes eletrônicos mais rápidos.

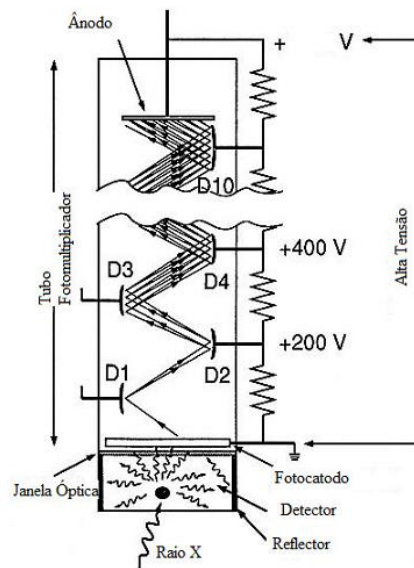


Figura 10 Esquema de um fotomultiplicador incorporado com um detector de cristais. O fotomultiplicador é constituído por um fotocátodo e um por ânodo. No seu interior é composto por uma sequência de dínodos que provoca a aceleração e a multiplicação dos eletrões.

As componentes eletrónicas que compõem o tomógrafo, e interligam os diferentes PMTs ligados aos diferentes cristais, determinam se dois pulsos únicos detetados em cristais opostos estão num determinado intervalo de coincidência, tipicamente 6 a 12 nanosegundos. Este intervalo de coincidência varia com os diferentes tomógrafos existentes e têm em conta a performance dos seus circuitos eletrónicos e o tipo de cristal detetor utilizado.³⁵

No final de uma aquisição PET, para cada par de detetores existe um número limitado de eventos coincidentes que foram registados. De forma a transformar em imagem a distribuição da radioatividade dentro do doente, a partir dos eventos coincidentes registados ao longo do conjunto de detetores, é necessário a aplicação de um algoritmo de reconstrução de imagem. O resultado será uma imagem digital do doente, em que o valor de cada *pixel* é proporcional à densidade da atividade no doente na sua área correspondente.^{29,32} Em cada par de detetores é definida uma possível trajetória de emissão, e são registados o número de eventos em que se deteta uma coincidência. A informação recolhida é armazenada sob a forma de um sinograma. Este é uma matriz que contém todos os pares de fótons detetados ao longo de cada raio possível num plano. Numa aquisição 2D, este contém informação medida

em planos perpendiculares ao corpo do doente, enquanto que em aquisições 3D contem informação adicional de planos oblíquos.²⁹

3.5 Qualidade de imagem em PET

São vários os parâmetros que interferem na qualidade de imagem e que dependem da performance do *scanner* na formação da imagem. Estes incluem a resolução espacial, a sensibilidade, o ruído, a radiação dispersa e o contraste. Estes parâmetros são interdependentes e se um deles é melhorado, um ou mais podem ficar comprometidos.

3.5.1 Resolução espacial

A resolução espacial numa imagem PET mede a capacidade do sistema de deteção do equipamento conseguir representar fielmente a imagem de um determinado objeto e separar as posições de dois eventos adjacentes apresentando as variações da distribuição de radioatividade no mesmo objeto. É empiricamente definida como a distância mínima entre duas fontes muito próximas que possam ser detetadas.^{31,36}

O tamanho do cristal é um fator determinante para a resolução espacial do *scanner*, pois quanto menores forem melhor é a sua resolução, uma vez que permite a existência de mais LOR's. No entanto, devido à geometria do sistema de anel de detetores, o número de LOR's que podem ser detetadas é maior no centro da cavidade dos cristais, o que provoca um aumento da resolução no centro e uma diminuição na zona mais periférica. Desta forma, os cristais não podem ser indefinidamente pequenos.²⁹

O alcance dos positrões na matéria, isto é a distância atingida pelo positrão no tecido antes de interatuar com um eletrão livre, também constitui um fator importante para a resolução espacial. O local da emissão do positrão difere do local da aniquilação. A distância percorrida pelo positrão aumenta com a sua energia mas diminui com a densidade do tecido. Uma vez que a deteção da coincidência está relacionada com o local da aniquilação e não com o local da emissão do positrão, ocorre um erro na localização verdadeira da emissão do positrão, resultando na

degradação da resolução espacial. Esta contribuição para a resolução espacial é caracterizada e expressa como a largura total a meia altura – FWHM (do inglês “Full Width at Half Maximum”) do perfil delineado de uma estrutura pertencente a essa imagem. A função gaussiana é usada como uma aproximação deste perfil.³⁶

Outra limitação na resolução espacial é a não-colinearidade que surge de um desvio do ângulo exato de 180° do par de fótons aniquilados. Devido à energia cinética residual no final do seu alcance, o sistema positrão-eletrão não está em completo repouso provocando um desvio máximo de $\pm 0.25^\circ$ da direção de 180°. A LOR observada entre o par de detetores opostos entre si, não irá intersectar o ponto de aniquilação degradando a resolução espacial.

Para além destes fatores existem outros que podem limitar resolução do sistema tais como: as interações entre mais do que um cristal devido à dispersão intercristal, a penetração de fótons em cristais cintiladores cujos eventos de aniquilação não ocorrem na LOR detetada, a técnica de reconstrução usada, os filtros aplicados e os movimentos do paciente e órgãos durante o exame.^{29,31,32}

3.5.2 Sensibilidade de um sistema PET

A sensibilidade de um sistema PET é definida como sendo o número de contagens por unidade de tempo detetadas pelo dispositivo, por unidade de atividade presente na fonte (expressa, normalmente, em cps/ μ Ci ou cps/MBq). A sensibilidade depende das características geométricas do sistema e do seu modo de deteção e é proporcional ao número de detetores presentes no equipamento.

Esta sensibilidade está também relacionada com o modo de aquisição em 2D ou 3D. Na aquisição em 2D, existem septos de Tungsténio, ou outro material, entre os planos de um detetor, sendo assim possível colimar fótons coincidentes emitidos obliquamente, e é possível uma espécie de colimação eletrónica devido ao princípio da coincidência. Numa aquisição 3D não existem septos e são detetadas todas as trajetórias possíveis de dois fótons coincidentes. Esta diferença provoca um aumento da sensibilidade de deteção em 3D quando comparada com sistemas 2D. Esta sensibilidade é maior no centro axial do FOV que na periferia (Fig. 11).

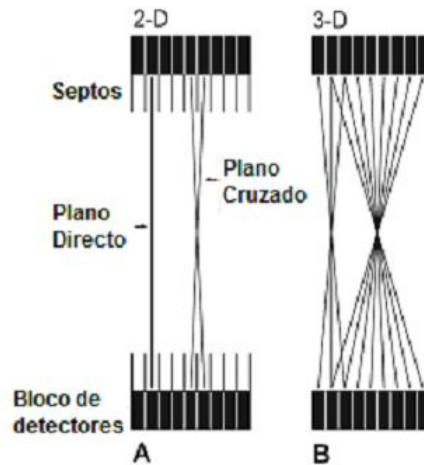


Figura 11 Exemplo de sistemas PET 2D versus 3D. Adaptado de ²

Apesar de sensibilidade do sistema 3D ser maior que em 2D, melhorando o contraste da imagem, a resolução espacial da imagem tende a diminuir, devido às coincidências aleatórias e de difusão. Desta forma, é necessário aplicar várias técnicas de correção aos dados de PET, tais como normalização e correção do tempo morto, correção do decaimento, correção da atenuação e correção da dispersão e aleatória. Após a aplicação destes procedimentos, torna-se possível a quantificação dos dados de PET, onde o valor de cada voxel representa a concentração de atividade nessa localização. A intensidade de cada *pixel* de uma imagem PET é dada pelo valor padrão de captação (SUV, do inglês Standard Uptake Value), que tem em conta a dose injetada e o peso do paciente.²

3.5.3 Ruído

O ruído exprime uma variação fortuita das contagens nos pixéis ao longo de uma imagem dado por $\frac{1}{\sqrt{N}} \times 100$, cujo N corresponde ao número de contagens para um pixel. O ruído presente numa imagem pode ser reduzido com o aumento do número total de contagens. Um maior número de contagens pode ser obtido através de um *scanner* com um maior período de tempo, da injeção de mais radiofármaco ou através da melhoria da eficiência de deteção do *scanner*. Todos estes fatores são limitados por várias condições, como por exemplo o facto de não se poder administrar demasiada atividade pois acarretaria um aumento da dose de radiação para o paciente, contagens de coincidências acidentais e um aumento do tempo morto. Um

scanner mais demorado poderá ser pouco confortável para o paciente e melhorar a eficiência do detetor pode ser limitada pelo design do equipamento.

O ruído numa imagem é caracterizado por um parâmetro denominado por taxa de contagem equivalente em ruído (NECR do inglês Noise Equivalent Count Rate), que é dado por:

$$(5) \quad NECR = \frac{T^2}{T + S + R'}$$

Onde T, R e S dizem respeito às contagens de coincidências verdadeiras, acidentais e dispersas, respetivamente. O NECR é proporcional à resolução sinal-ruído e desta forma serve como um bom parâmetro para comparar a performance de diferentes equipamentos PET. O método 3D possui um NECR maior para baixa atividade. Contudo, o pico de NECR no modo 2D é maior que o pico de NECR no modo 3D para uma maior atividade. O ruído pode ser minimizado, maximizando o NECR.

Outro tipo de ruído na imagem surge na adição das contagens que não são acidentais derivadas de artefactos que provêm de procedimentos. Por exemplo, a captação de ^{18}F -FDG na bexiga pode obscurecer as lesões na área pélvica. Surge então um artefacto que se traduz em “riscos” durante a reconstrução.³⁶

3.5.4 Fração de dispersão

A fração de dispersão (SF do inglês scatter fraction) constitui outro parâmetro que é frequentemente utilizado para comparar as performances de diferentes equipamentos PET. Esta é dada por:

$$(6) \quad SF = \frac{C_s}{C_p}$$

Onde C_s e C_p correspondem à taxa de contagem dispersa e imediata. Quanto mais baixo o valor SF, melhor a performance do *scanner* e melhor a qualidade das imagens.³⁶

3.5.5 Contraste

O contraste surge como a variação relativa da densidade de contagens entre estruturas adjacentes numa imagem. O contraste mede a detetabilidade de uma anormalidade em relação a um tecido normal e é expressa por:

$$(7) \quad C = \frac{A - B}{A}$$

Onde A e B correspondem à contagem de densidades gravadas no tecido normal e anormal, respetivamente.

Para uma dada imagem, é necessário um número mínimo de contagens para um contraste razoável. Mesmo com um scanner com uma resolução espacial adequada, a falta de contagens suficientes pode originar tão baixo contraste devido ao aumento do ruído, que poderá mascarar uma lesão. A densidade da contagem num dado tecido depende da dose de radiofármaco administrado, da captação do tecido, da duração do scanner e da eficiência do detetor do scanner.

O contraste que delinea uma lesão depende do seu tamanho relativamente ao sistema de resolução e do fundo que a rodeia. Devido ao limite da resolução espacial do sistema PET, as estruturas que contêm FDG (estruturas quentes, designadas por "hot spots") em relação às estruturas sem FDG (estruturas frias), mostram perda parcial de intensidade e na periferia destas estruturas afigura-se uma área maior do que na realidade. Embora a contagem total de acontecimentos seja preservada, o objeto parece ser maior e parece apresentar uma concentração de atividade menor do que realmente têm. Do mesmo modo que numa estrutura fria, em relação a um fundo que contenha FDG, apresenta uma dimensão menor devido aos artefactos provenientes da atividade existente ao seu redor. Essa subestimação e sobreavaliação das atividades em torno de pequenas estruturas nas imagens reconstruídas são designadas por efeito de volume parcial que reduz o contraste entre estruturas com e sem atividade. No volume parcial também estão contidos os artefactos devido à contaminação da atividade existente nas estruturas vizinhas.

O movimento do paciente durante a obtenção de imagem também reduz o contraste. Primeiramente resulta da sobreposição de áreas normais e anormais devido ao movimento do órgão. Este efeito pode ser atenuado restringindo o paciente ou oferecendo-lhe uma posição confortável.³⁶

CAPÍTULO 4

Equipamento PET-CT

A Tomografia por Emissão de Positrões / Tomografia Computorizada (PET-CT) é uma técnica de imagem médica introduzida no início do presente século, que permite obter, em simultâneo, informações funcionais e anatómicas sobre as alterações metabólicas e estruturais que ocorrem em situações de doença. O primeiro protótipo de PET-CT tornou-se operacional em 1998, e o primeiro dispositivo de PET-CT comercialmente disponível foi introduzido em 2001.¹

O sistema PET-CT combina a funcionalidade de TC e PET no mesmo sistema físico, permitindo aos doentes realizar ambos os exames sem terem de se deslocar. A base de construção de um sistema PET-TC está na existência de um sistema combinado na mesma gantry, tornando a máquina o mais compacta possível e permitindo, a ambos os sistemas, campos de imagem muito próximos, para além de reduzir os custos de fabrico.⁴

As imagens resultantes, TC e PET, são adquiridas no mesmo referencial espacial sem ser necessário um alinhamento entre os dois sistemas. Na realidade, trata-se de um novo paradigma de obtenção de informação imagiológica que revolucionou o uso do sistema PET em medicina nuclear e provocou um impacto significativo na prática em radiologia de imagens TC. Tal se deve à velocidade, à conveniência e precisão com que este tipo de sistema pode produzir imagens fundidas com ambas as características (molecular e anatómica) dos objetos em estudo, permitindo ao médico avaliar os dois tipos de informação em conjunto (fig. 12).

Do ponto de vista da medicina nuclear, o principal benefício do sistema PET-TC está na capacidade de localizar com precisão tumores primários que são os responsáveis pela geração de metástases. Para o radiologista, a vantagem do PET-TC reside na maior sensibilidade deste sistema para deteção da malignidade do tumor, devido à sua informação metabólica, e das mudanças morfológicas do mesmo. Por outro lado, para o administrador de saúde, o benefício encontra-se na melhor relação custo-eficácia dos procedimentos, único versus duplo, possíveis com este tipo de sistemas.²⁵

Na utilização de equipamentos híbridos, a componente PET atua através da utilização de moléculas marcadas com radionuclídeos emissores de positrões. A PET com FDG-F18 representa um papel único no diagnóstico de recorrência tumoral e na monitorização da resposta à terapêutica. Permite fornecer informações funcionais que traduzem verdadeiramente a atividade da doença, distinguindo-a de eventuais alterações estruturais mantidas após as terapêuticas realizadas e sem qualquer significado patológico. A PET-CT também pode exercer um importante papel na correta orientação dos locais a biopsar pois permite selecionar os locais de maior atividade da doença, evitando zonas de necrose e a necessidade de repetição deste procedimento. O planeamento da radioterapia com recurso às imagens de PET-CT tem-se revelado, por sua vez, uma mais-valia desta técnica.¹

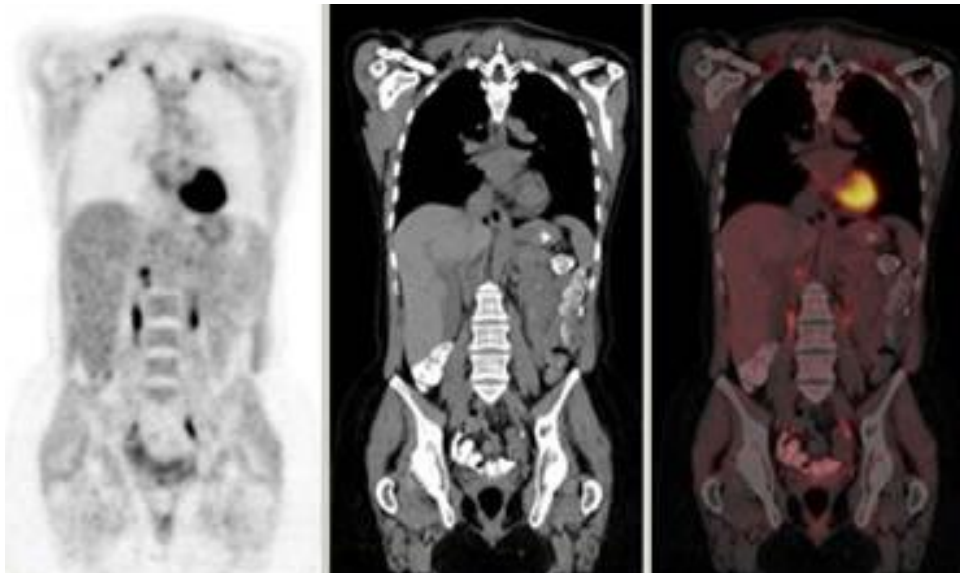


Figura 12 Imagem PET à esquerda, imagem TC ao centro e à direita uma imagem PET-CT com a fusão das duas modalidades.

4.1 Equipamento PET-CT GEMINI GXL

O equipamento integrado no serviço de medicina nuclear do Instituto Cuf no Porto, local onde foi desenvolvido o presente trabalho, corresponde ao modelo Gemini GXL (Fig. 13). Este é um dispositivo integrado que compreende um leitor CT com um sistema de PET, capaz de realizar uma grande variedade de exames de diagnóstico PET-CT.



Figura 13 Equipamento PET-CT Philips Gemini GXL integrado no serviço de medicina nuclear do Instituto Cuf – Porto.

O sistema PET-CT Gemini CXL da Philips Medical System representa uma nova geração de equipamentos PET-CT 3D de corpo inteiro. Este modelo corresponde a uma versão melhorada do sistema Philips Gemini, com melhor desempenho da taxa de contagem, alcançado através de melhorias nos cristais detetores e a nível da eletrónica. As características técnicas dos componentes PET estão listadas na Tabela.

As principais alterações em relação à versão anterior incluem o aumento da espessura do cristal gadolínio oxyorthosilicate (GSO), de 20 para 30mm para melhorar a potência de travagem e, portanto, a eficiência do sistema e a sensibilidade do cristal. Além disso, o material de cristal GSO foi adulterado com zircónio para melhorar a emissão de luz e, conseqüentemente, a resolução de energia. Para tirar o máximo partido das melhorias nos cristais de cintilação, ou seja, melhor resolução de temporização de 6,5 ns, em vez de 8 ns, reduzindo assim as contagens acidentais e aumentando a taxa de contagem de ruído equivalente, foi incorporada uma eletrónica

de velocidade mais elevada. Isto resultou numa redução considerável do tempo despendido num exame.

O sistema incorpora um leitor multi-corte CT Brilliance para gerar imagens de tomografia computadorizada para fins de correção de atenuação e fornece imagens anatómicas de referência de alta qualidade para a interpretação dos dados de PET.

Tal como no sistema anterior estão disponíveis para a reconstrução da imagem, 2D e 3D-RAMLA e Retroprojeção filtrada (FBP – do inglês “Filtered Back Projection”). Para além destes, foi introduzido o método de reconstrução de Linha-de-Resposta (LOR do inglês “Line-of-Response), que proporciona uma melhor qualidade de imagem, por utilização óptima dos dados de PET.

O desempenho do equipamento PET é especificado pelos fabricantes, com base nos procedimentos de testes de desempenho do documento NEMA NU 2-2001. Este fornece um método padronizado para avaliação do desempenho de equipamentos PET, fazendo uma comparação direta das especificações de desempenho dadas pelos diferentes fabricantes para os seus respetivos equipamentos PET, diretamente comparáveis. A utilização dos mesmos procedimentos de teste NEMA NU 2-2001, durante os testes de aceitação, permite verificar se equipamento instalado atende às especificações de desempenho declaradas pelo fornecedor. Além disso, fornece medidas de referência para a deteção de mudanças graduais de desempenho ou alterações devido a avarias e trabalhos de manutenção.^{37,38}

Tabela 2 Características técnicas da componente PET do Gemini GXL

Material do detetor	GSO adulterado com zircónio
Número de Cristais	17 864
Número de módulos	28
Número de cristais por módulos	638
Tamanho do cristal	4 x 6 x 30 mm
FOV axial	180mm
Janela de coincidências	6.5ns

CAPÍTULO 5

Controlo de Qualidade

Segundo a Organização Mundial de Saúde, controlo de qualidade é definido como parte da garantia de qualidade, que consiste no conjunto das operações (programação, coordenação e execução) destinadas a manter ou a melhorar a qualidade e abrange a monitorização, avaliação e manutenção, aos níveis exigidos, de todas as características de funcionamento do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas.³⁹

Os equipamentos PET-CT combinam características sofisticadas de duas modalidades de imagem complexas e como tal devem ser monitorizados para assegurar o seu bom funcionamento. O controlo de qualidade ajuda a garantir a boa performance dos equipamentos, ao longo da sua vida útil, através de níveis especificados pelo fabricante e medidos durante os testes de aceitação, certificando que existe conformidade contínua com os requisitos regulamentares de segurança na radiação.⁴

O controlo de qualidade é geralmente, mas de forma errada, encarado como um procedimento difícil e demorado e por esta razão é frequentemente negligenciado. No entanto, o controlo de qualidade visto como um serviço habitual é um requisito essencial para qualquer prática da medicina nuclear a fim de assegurar que o funcionamento do equipamento permanece ótimo. Os instrumentos de Medicina Nuclear são particularmente sensíveis às condições ambientais e conseqüentemente requerem um controlo restrito de temperatura e humidade, bem como um fornecimento de energia contínuo e estável. É necessária uma avaliação regular para confirmar o funcionamento estável através de testes de controlo de qualidade (CQ).

Para que os testes de CQ de PET-CT sejam eficazes, é necessário que os seus aspetos técnicos e operacionais sejam regidos por um programa de controlo da qualidade. Os aspetos administrativos também devem ser incluídos, bem como as possíveis avarias, de forma a assegurar que os procedimentos relacionados com a qualidade de imagem e dose de radiação para os pacientes são devidamente tratados e documentados. Também devem ser abordados possíveis problemas e defeitos. O programa de controlo de qualidade deve incluir vários componentes básicos:

- Uma definição clara de responsabilidades para as ações definidas em relação à garantia de qualidade;
- Uma série de documentos que ilustram o uso correto dos equipamentos de imagem e de objetos de teste, fantomas e fontes, detalhando as modalidades de teste e procedimentos a seguir em caso de resultados anormais que não correspondem ao que se espera ou no caso de avaria.
- Registos de todos os testes, calibrações e ações corretivas executadas;
- Formação adequada de todo o pessoal envolvido no uso correto e seguro dos equipamentos, os seus procedimentos de CQ e todos os aspetos relativos ao controle de qualidade.

A frequência recomendada para os testes de controlo de qualidade depende do equipamento em particular e da sua estabilidade. Assim, é importante adaptar os testes de controlo de qualidade de equipamentos específicos. Mudanças significativas, constantemente detetadas, entre testes de controlo de qualidade consecutivos, podem exigir o aumento da frequência dos mesmos. Por outro lado, a frequência pode ser reduzida se forem detetadas apenas flutuações menores, através de uma série de testes de controlo de qualidade. Os procedimentos de controlo de qualidade exatos variam entre os fabricantes e modelos, tornando-se impraticável fornecer os procedimentos de controlo de qualidade detalhados que abrangem todos os equipamentos. A literatura fornecida pelos fabricantes pode ser um grande contributo no que toca a fornecer algumas orientações úteis para a realização dos testes.²⁴

CAPÍTULO 6

Testes de aceitação NEMA

Há mais de 10 anos que tem sido feito um esforço conjunto para padronizar as medidas de desempenho dos equipamentos PET-CT. Inicialmente, um grupo de profissionais da Sociedade de Medicina Nuclear (SMN) definiu um conjunto de medidas, publicadas em 1991. Pouco tempo depois, a Associação de Fabricantes Eléctricos Nacionais (NEMA do inglês “National Electrical Manufacturers Association”) iniciou o seu trabalho. Esta formou um comitê com membros de todos os fabricantes de PET, incluindo dois membros do grupo da SMN. Os testes SMN foram adotados e adaptados pela NEMA, dando origem ao documento NU 2-1994 de padrões de desempenho para equipamentos PET. Paralelamente com o grupo de trabalho SMN, a Comunidade Económica Europeia passou por uma concertação para desenvolver medições de equipamentos PET. Este trabalho resultou na norma da Comissão Electrotécnica Internacional (IEC do inglês “International Electrotechnical Commission”). Embora haja alguma sobreposição entre os padrões NEMA e IEC, muitos dos detalhes específicos das medições (como por exemplo fantomas, procedimentos de aquisição, métodos de processamento dos dados) são diferentes. Portanto, é preciso fazer uma escolha entre estas duas normas ao testar e especificar o desempenho de um equipamento PET. Recentemente, a norma NEMA foi atualizada por uma comissão, formada por membros de fabricantes de equipamentos PET e sistemas de coincidências, bem como dois membros do grupo original SMN. Durante o desenvolvimento das normas ao longo dos últimos anos, foi solicitada a entrada para a equipa de especialistas experientes em instrumentação PET. Embora a nova norma NEMA NU 2-2001 substitui a original NU 2-1994, não resolve as diferenças entre o NEMA e IEC.⁴⁰

Deve-se ressaltar que os testes NEMA são principalmente concebidos para permitir a comparação significativa das especificações e não são destinados a um controlo de qualidade de rotina.²⁴ Os testes de aceitação são uma parte muito importante do processo de aquisição de equipamentos de imagens médicas.⁴

Segundo a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), os testes de aceitação são uma bateria de testes de controlo de qualidade realizados pelo físico clínico para verificar vários parâmetros especificados pelo fabricante num equipamento PET.⁴ Estes são essencialmente realizados logo após a instalação de um equipamento, a fim de determinar a conformidade das especificações do dispositivo. As especificações mais comuns e importantes são a resolução espacial axial e transversal, a sensibilidade, a qualidade de imagem e a taxa de contagens perdidas e acidentais. É essencial ter um padrão para a realização destes testes para que possa ser feita uma comparação significativa entre os equipamentos de fabricantes diferentes.⁴¹

Os testes de aceitação de um novo sistema PET-CT envolvem a comparação dos resultados dos testes com as especificações fornecidas pelo fabricante. Recomenda-se que os testes de aceitação sejam realizados pelo físico médico qualificado e não pelo vendedor ou seu representante, uma vez que este último não fornece uma medida verificável independente do desempenho do sistema. Os profissionais são aconselhados a estabelecer, com o parecer do fabricante, os valores de aceitação precisos e os procedimentos de teste que serão usados antes de iniciar os testes de aceitação e, idealmente, antes de adquirir o sistema.⁴

Parte II – Aplicação dos Testes de Controlo de Qualidade

CAPÍTULO 7

Teste PET – Resolução de Energia

7.1 Objetivo do teste

Este teste é relevante no caso de equipamentos tomográficos que utilizem calibrações e correções de atenuação simples. A medição da resolução de energia permite uma avaliação da calibração do fotomultiplicador e assegura que captação de luz se encontra dentro das especificações.

7.2 Frequência

Este teste deve ser realizado nos testes de aceitação, anualmente e sempre que se suspeitar de uma alteração significativa na performance do sistema de deteção.

7.3 Material

- Solução radioativa de ^{18}F com uma atividade de 100uCi (concentração inicial de 3.7MBq/mL);
- Tubo capilar, que conterà a fonte radioativa, com diâmetro interno inferior a 1mm e diâmetro externo inferior a 2mm. O comprimento axial da fonte radioativa inferior a 1mm é recomendado pelo que permite a medição nos planos axiais e transaxiais sem rodar a fonte;
- Fantoma de resolução.

7.4 Procedimentos

- Trabalhar numa superfície descartável com extremo cuidado para não contaminar a área e utilizar um calibrador de dose para verificar a atividade da fonte;
- Medir a atividade da dose encomendada;

- O tubo capilar irá conter uma única gota de atividade concentrada, deste modo, exige que seja feito um cálculo para que seja retirada para a seringa uma pequena quantidade de ^{18}F com a atividade pretendida;
- Se a unidade mensurável mínima da seringa for 0.1ml, para um volume aproximado da gota 0.00157ml, a atividade necessária a retirar para a seringa será aproximadamente 6.367mCi (valor do volume mínimo na seringa (0.1ml) multiplicado pelo valor da atividade pretendido no capilar (0.1mCi), divididos pelo volume da gota no capilar).
- Apesar de a atividade de ^{18}F ser idealmente 100uCi, poderá ser utilizada até uma atividade de 50uCi, o que acarretará menos custos para a instituição;
- Depositar com uma seringa uma pequena gota numa superfície plana e de seguida encostar ligeiramente o capilar para que nele fique apenas uma pequena gota de ^{18}F (Fig. 14);



Figura 14 Preparação do tubo capilar com uma única gota de atividade concentrada, numa superfície descartável.⁴²

- Montar o suporte do fantoma em cima da mesa e posteriormente colocar a placa de resolução (Fig. 15 e 16);

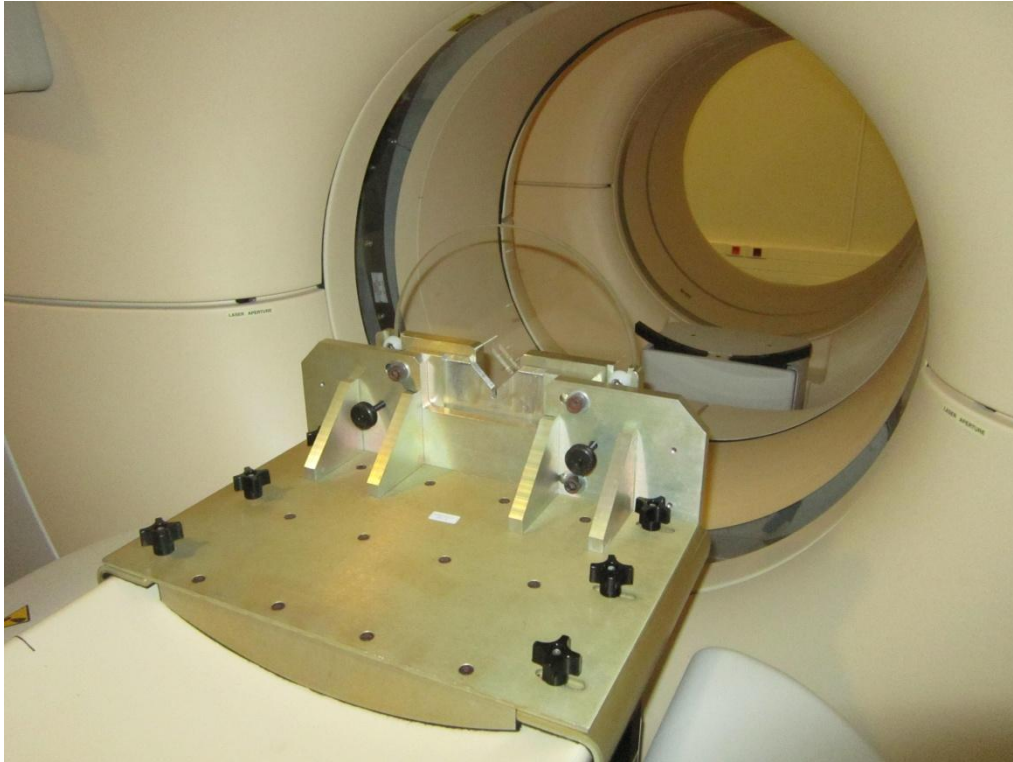


Figura 15 Fantoma de Resolução devidamente encaixado na mesa.

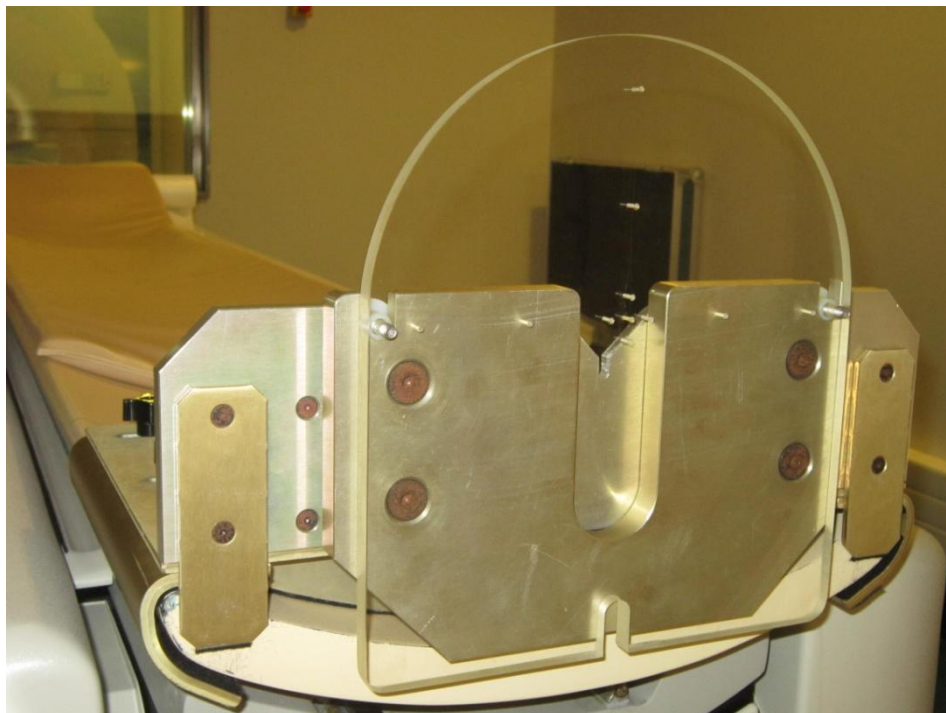


Figura 16 Visão frontal do fantoma com a placa de resolução devidamente encaixada.

- Colocar o tubo capilar preenchido na extremidade com a fonte radioativa suspenso no ar, inserindo o lado oposto da atividade do mesmo no orifício central no placa de resolução, parando atrás do Plexigás (Fig. 17).

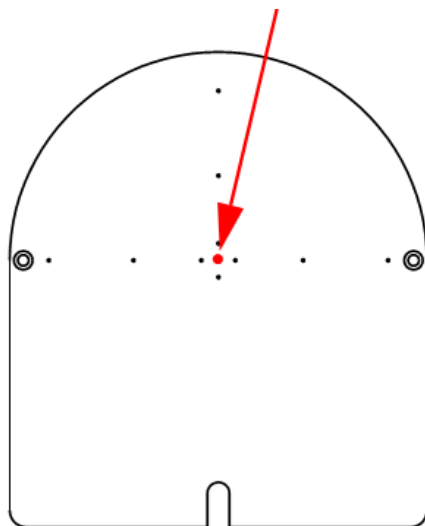


Figura 17 Local de inserção do tubo capilar na placa de resolução do fantoma. Posição (0, 0, 0) do centro.⁴²

- Realizar a centragem da fonte, realizando a aquisição no ponto central da placa de resolução do fantoma;
- Após a primeira aquisição, os valores “ZAVG average” e “ZAVG average should be” dizem respeito à centragem da fonte e devem ser semelhantes com margem de erro inferior a 3mm. Pode requerer várias tentativas. (É necessário um posicionamento apropriado da fonte para que a medição da resolução seja fidedigna, pois um posicionamento desadequado irá levar a erros de medição).
- Realizar a aquisição obtendo pelo menos 100 000 contagens no pico de distribuição de energia;
- Registrar o valor de energia fornecido pelo sistema;
- Registrar o nome do ficheiro de aquisição.

7.5 Resultados

O resultado de interesse para análise encontra-se na figura 18 sublinhado a vermelho que corresponde ao valor de energia local médio do sistema (“Local Energy” – LE).

7.7 Resultados esperados

Os valores de resolução de energia medidos não devem exceder os indicados pelas especificações do vendedor.

O usuário deve estabelecer valores de referência, de tolerância e níveis de ação (isto é decidir fazer uma chamada para a manutenção). Um critério de tolerância apropriado para o FWHM pode ser:

$$RE \text{ medido} < 1.05 RE \text{ esperado}$$

7.8 Ação corretiva

Se o critério de tolerância não for de encontro a este teste, deve-se verificar se a fonte está bem montada e se todos os procedimentos foram devidamente seguidos. Se a causa não for identificada o fabricante deve ser notificado e requerida uma ação corretiva.^{24,42}

7.9 Discussão de resultados

A energia de resolução está relacionada com a energia da partícula ou fóton detetado e refere-se ao grau de monocromaticidade do feixe. Deste modo, dado que as partículas não possuem a mesma energia, estas vão-se distribuir por uma curva gaussiana. Sendo que FWHM se refere à largura a meia altura de um perfil gaussiano, quanto mais pequeno for este valor, geralmente melhor será a resolução de energia. Um FWHM pequeno significa que as partículas detetadas possuem um valor de energia o mais aproximado possível.

Deste modo, o resultado deste teste prende-se com o valor de FWHM sublinhado na figura 18 seguido da sigla LE do inglês “Local energy”. Dado que é importante possuir um valor de FWHM baixo, a condição de aprovação será que o valor observado terá de ser inferior ao valor esperado. O software do sistema automaticamente fornece a informação de aprovação do teste através da palavra “PASSED”. Isto significa que o equipamento possui uma resolução de energia aceitável, dentro dos limites estabelecidos para o mesmo. Esta depende do tamanho e tipo de detetador e da gama de energias utilizada.

CAPÍTULO 8

Teste PET – Resolução Espacial Axial e Transversa

8.1 Objetivo do teste

Este teste tem como objetivo medir a resolução espacial axial e transversa do sistema assegurando que esta não se degrada com a aquisição tomográfica nem com o processo de reconstrução. A medição realizada indica o melhor desempenho possível. Esta é afetada tanto pelo ponto como pela direção em que é medida (x, y ou z), ou seja, pelas coordenadas de aquisição.

No presente teste é descrito o método pelo qual é feita uma aquisição para avaliação da resolução espacial e transversal em simultâneo. Posteriormente as imagens adquiridas serão reconstruídas diferencialmente para a avaliação axial e transversa. Este método permite ao técnico economizar tempo e dinheiro na encomenda de doses de radiação.

8.2 Frequência

Este teste deve ser realizado aquando da aceitação do equipamento nos testes de aceitação e sempre que se suspeitar de uma alteração significativa na performance do sistema de deteção. (exemplo: substituição de um grande número de blocos de detetores.)

8.3 Material

- Solução radioativa de ^{18}F com uma atividade de 100uCi (concentração inicial de 3.7MBq/mL);
- Apesar de a atividade de ^{18}F ser idealmente 100uCi, poderá ser utilizada até uma atividade de 50uCi, o que acarretará menos custos para a instituição;
- Tubo capilar, que conterá a fonte radioativa, com diâmetro interno inferior a 1mm e diâmetro externo inferior a 2mm. O comprimento axial da fonte radioativa inferior a 1mm é recomendado pelo que permite a medição nos planos axiais e transaxiais sem rodar a fonte;
- Fantoma de resolução.

8.4 Procedimentos

- Preparar o tubo capilar e o fantoma de acordo com as recomendações descritas no teste anterior;
- Realizar a centragem da fonte, realizando a aquisição no ponto central da placa de resolução do fantoma e seguindo as orientações citadas no teste anterior;
- Realizar o estudo de emissão. Quando a aquisição estiver completa o corte 420 deve ter maior número de contagens que os cortes vizinhos imediatos. Para que este procedimento seja bem-sucedido, os cortes 419 e 421 deverão ter um número de contagens semelhante dentro de 25%. Para calcular a diferença de percentagem entre os cortes 419 e 421, dividir o maior número pelo menor. Se a diferença for maior do que 25%, ajustar a mesa e repetir o procedimento:
 - Se o corte 421 for maior do que o 419, mover a mesa em direção ao centro da gantry;
 - Se o corte 421 for menor do que o 419, mover a mesa no sentido oposto ao centro da gantry.
- Quando utilizada uma fonte pontual restrita a 1mm é possível avaliar a resolução espacial axial e transversal através da mesma aquisição, em que as mesmas imagens obtidas serão reconstruídas para axial e transversal.
- Para avaliação da resolução espacial axial e transversal colocar a fonte radioativa no tubo capilar, suspensa no ar, no plano transversal em seis posições de acordo com a figura 19 e 20:
 - $(x,y,z)_c = (0,1,0)_c$
 - $(x,y,z)_c = (0,10,0)_c$
 - $(x,y,z)_c = (10,0,0)_c$
 - $(x,y,z)_c = (0,1,4.5)_c$
 - $(x,y,z)_c = (0,10,4.5)_c$
 - $(x,y,z)_c = (10,0,4.5)_c$

Nota: coordenadas em centímetros (cm) com referência no centro

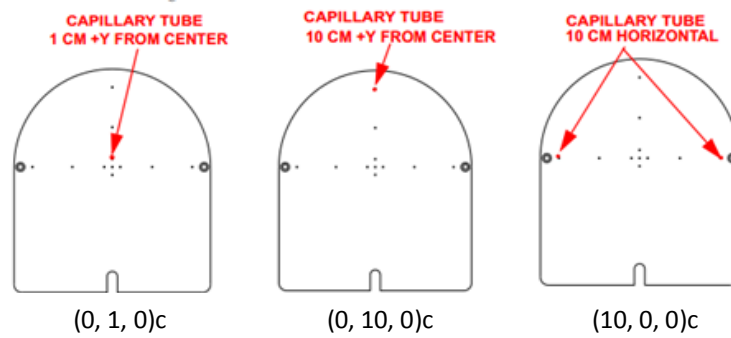


Figura 19 Posição da fonte pontual para medição da resolução espacial com respetivas coordenadas para $Z=0$ (centro do FOV).

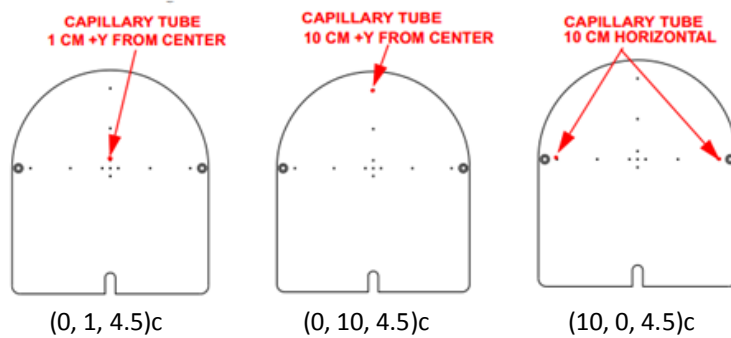


Figura 20 Posição da fonte pontual para medição da resolução espacial com respetivas coordenadas para $z=4.5$ (centro do FOV).

- As mesmas imagens obtidas serão reconstruídas duplamente para axial e transversal. Ao todo serão 12 imagens para avaliação.
- De forma a promover maior facilidade na execução do teste e minimizar o número de vezes que o operador intervém no sentido de manipular a fonte para as coordenadas acima explicitadas é proposta a seguinte ordem:
 - $(x,y,z)c = (0,1,0)c$
 - $(x,y,z)c = (0,1,4.5)c$
 - $(x,y,z)c = (0,10,4.5)c$
 - $(x,y,z)c = (0,10,0)c$
 - $(x,y,z)c = (10,0,0)c$
 - $(x,y,z)c = (10,0,4.5)c$

- Para as seis posições, o tamanho do pixel da imagem adquirida e posteriormente reconstruída deve corresponder a um terço do FWHM do sistema (geralmente inferior a 1,5mm/pixel). Em alguns casos será necessário aplicar um fator de ampliação.
- Para cada função de resposta devem ser adquiridas pelo menos 100 000 contagens.

8.5 Resultados

8.5.1 Alinhamento – “Emission Study”

Antes de realizar as aquisições propriamente ditas, tal como referido atrás, foi necessário centrar a fonte e certificar que esta ficou devidamente alinhada. Realizou-se uma 1ª tentativa. Sendo que o corte 420 apresentava o maior número de contagens que os cortes vizinhos imediatos, verificou-se o número de contagens para os cortes 419 e 421 (Tab. 3):

Tabela 3 Resultados da 1ª tentativa do “Emission Study”

Corte	Contagens
419	0,157137
421	0,110862

Para achar a diferença de percentagem entre os cortes (R):

$$R(\%) = 1 - \frac{N^{\circ} \text{ de contagens maior}}{N^{\circ} \text{ de contagens menor}} \times 100$$

Deste modo, o valor da diferença obtido é 41.741%. Como este valor não é inferior a 25%, condição mínima para prosseguir, segue-se uma nova tentativa (Tab. 4):

Tabela 4 Resultados da 2ª tentativa do “Emission Study”

Corte	Contagens
419	0,117698
421	0,133487

Na 2ª tentativa, realizando os cálculos, o valor da diferença entre os cortes é de 13.41%. Sendo que este valor é inferior a 25%, é possível prosseguir-se para a realização do teste.

8.5.2 Resolução espacial axial

Finalizado o teste de resolução espacial axial resultam:

- Para cada posição da fonte no fantoma, 2 gráficos, acompanhados dos valores FWHM e FWTM, que se apresentam de seguida com a respetiva localização (Fig 21-26);
- Uma tabela com os valores FWHM e FWTM médios que servirão para análise e comparação com os valores esperados fornecidos pelo fabricante do equipamento (Tab. 6).

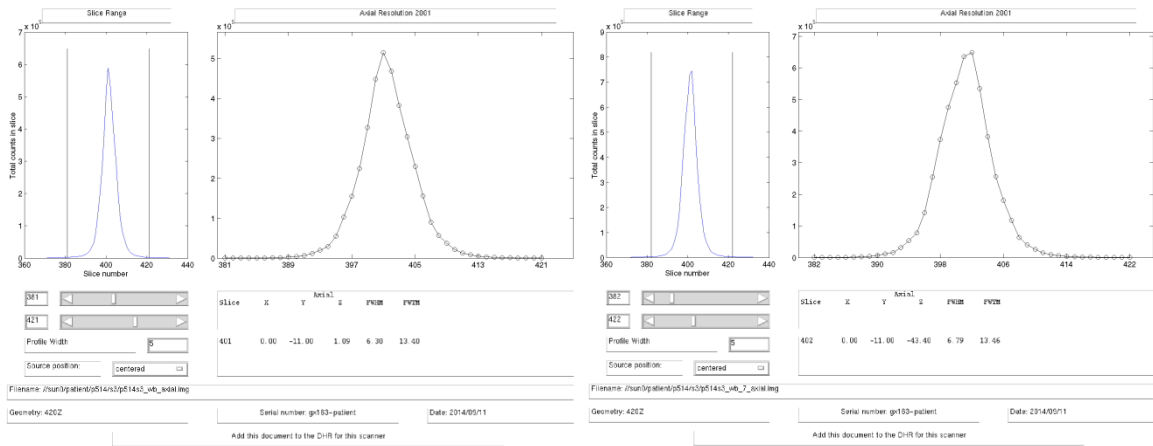


Figura 21 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,0)$

Figura 22 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,4.5)$

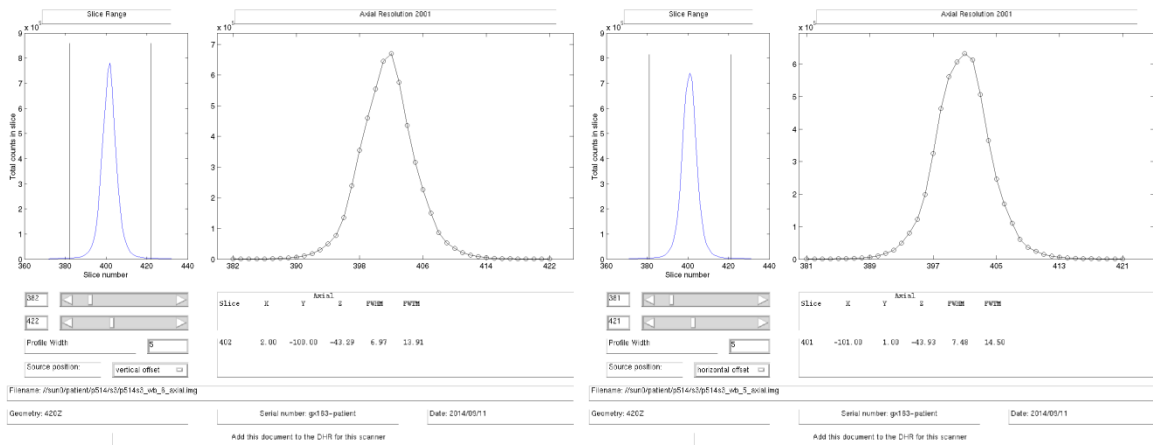


Figura 23 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,4.5)$

Figura 24 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,4.5)$

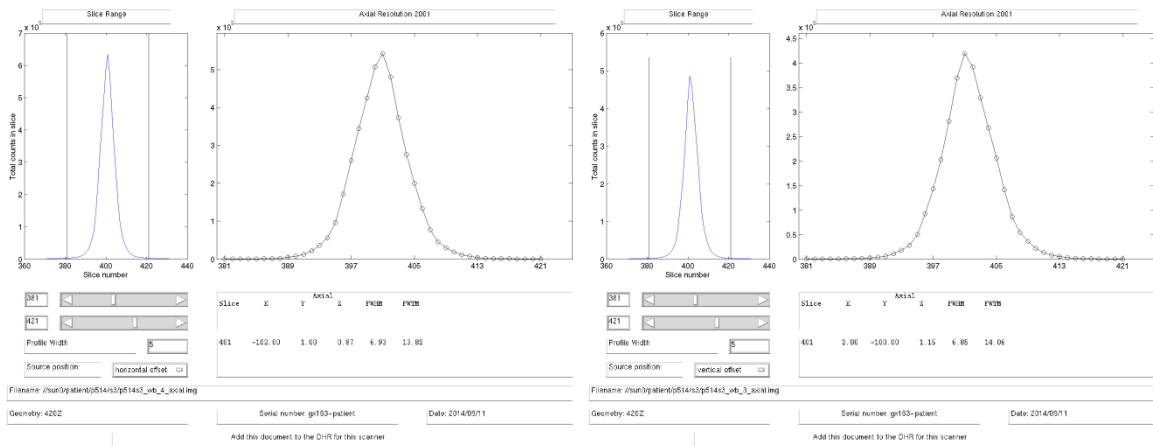


Figura 25 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,0)$

Figura 26 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,0)$

Tabela 5 Valores de FWHM e FWTM resultantes do teste à resolução espacial axial.

Average Axial Resolution 2001						
Offset FWHM	FWTM	Central FWHM FWTM		Source Offset	Acquisition Date	Image Filename
6.85	14.06			vertical	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_3_axial.img
6.93	13.82			horizontal	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_4_axial.img
7.48	14.50			horizontal	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_5_axial.img
6.97	13.91			vertical	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_6_axial.img
		6.79	13.46	centered	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_7_axial.img
		6.30	13.40	centered	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_axial.img
7.06	14.07	6.54	13.43	Average		
Geometry: 420Z				Serial number: gx163-patient		

8.5.3 Resolução espacial transversal

Finalizado o teste de resolução espacial transversal resultam:

- Para cada posição da fonte no fantoma, 3 gráficos, acompanhados dos valores FWHM e FWTM, e uma imagem a cores representativa da fonte pontual, que se apresentam de seguida com a respetiva localização (Fig 27-32);
- Uma tabela com os valores FWHM e FWTM médios que servirão para análise e comparação com os valores esperados fornecidos pelo fabricante do equipamento (Tab. 6).

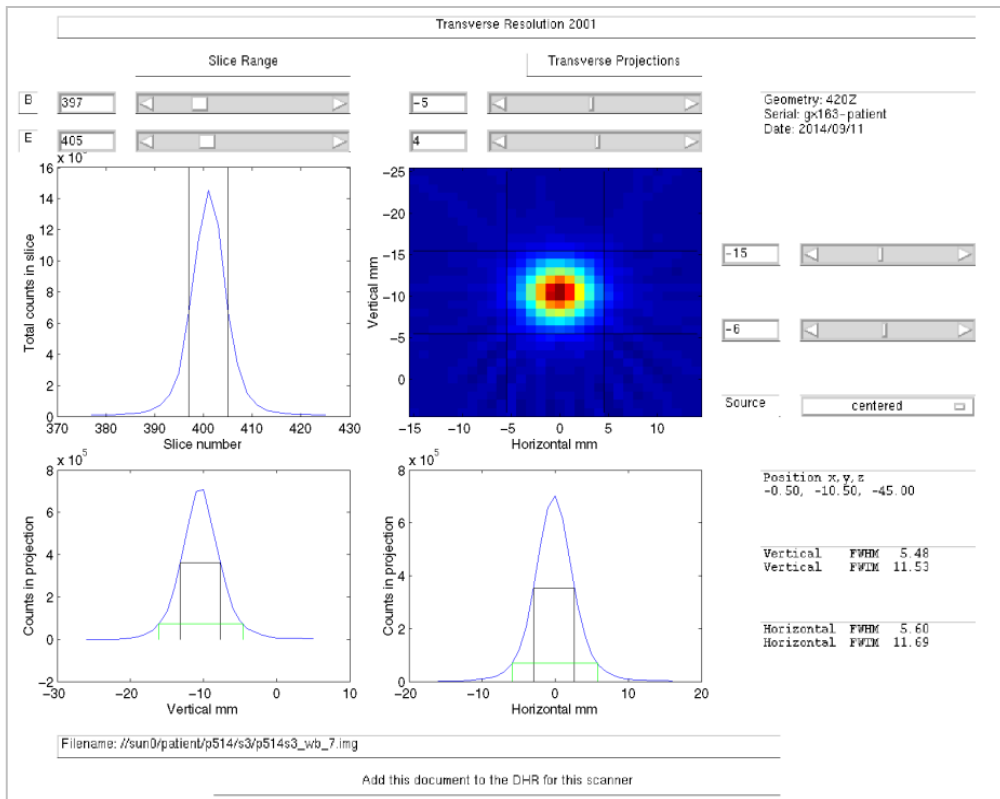


Figura 27 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,4.5)$

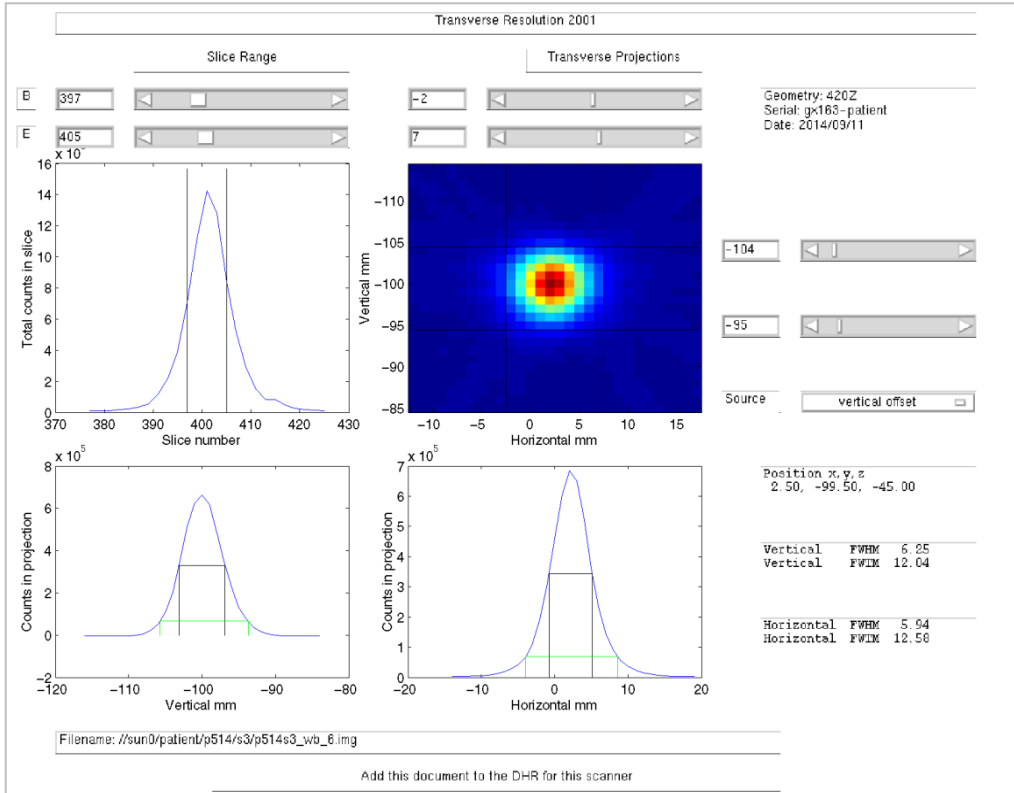


Figura 28 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,4.5)$

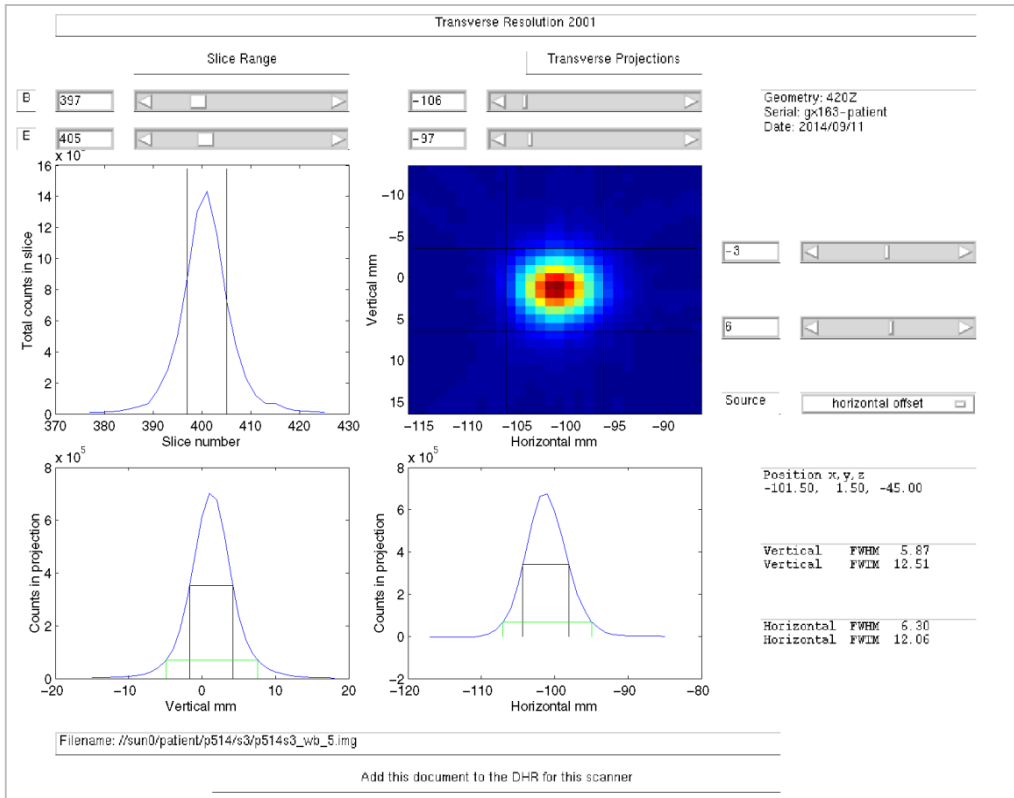


Figura 29 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,4.5)$

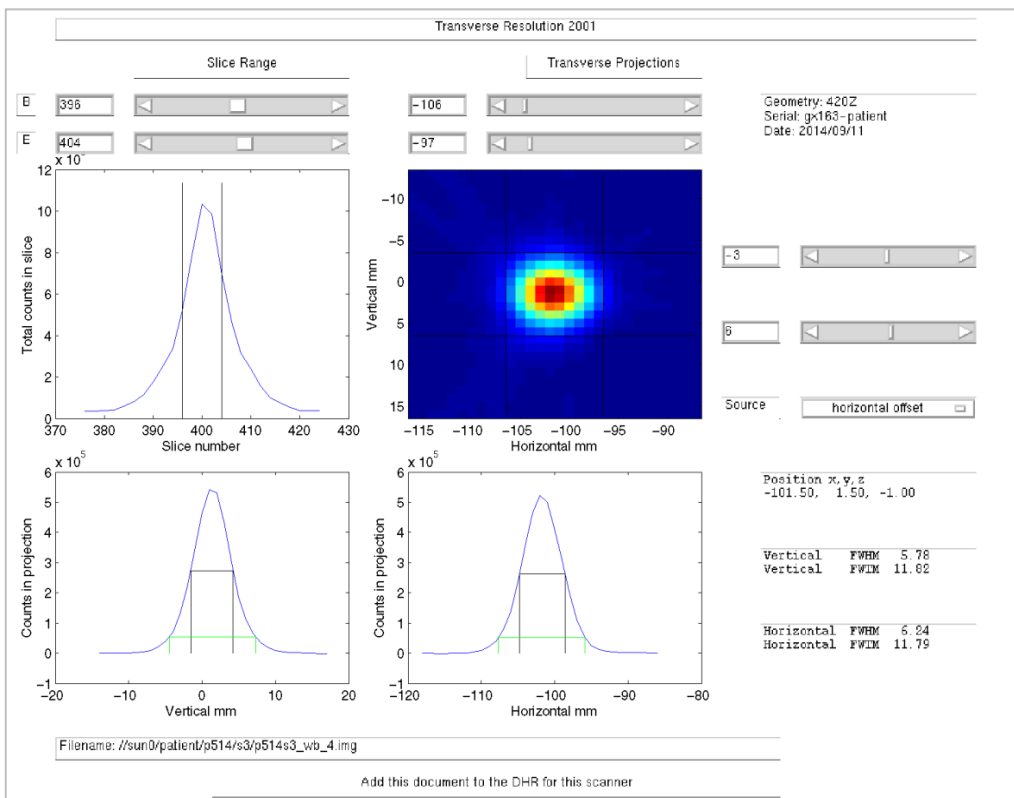


Figura 30 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (10,0,0)$

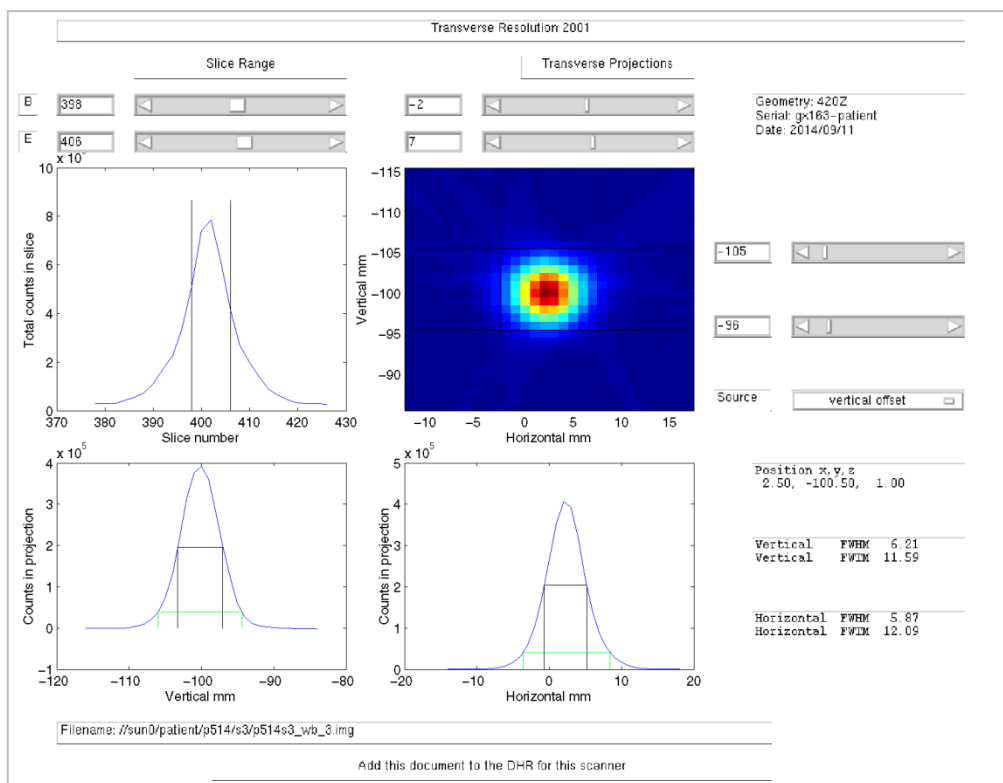


Figura 31 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,10,0)$

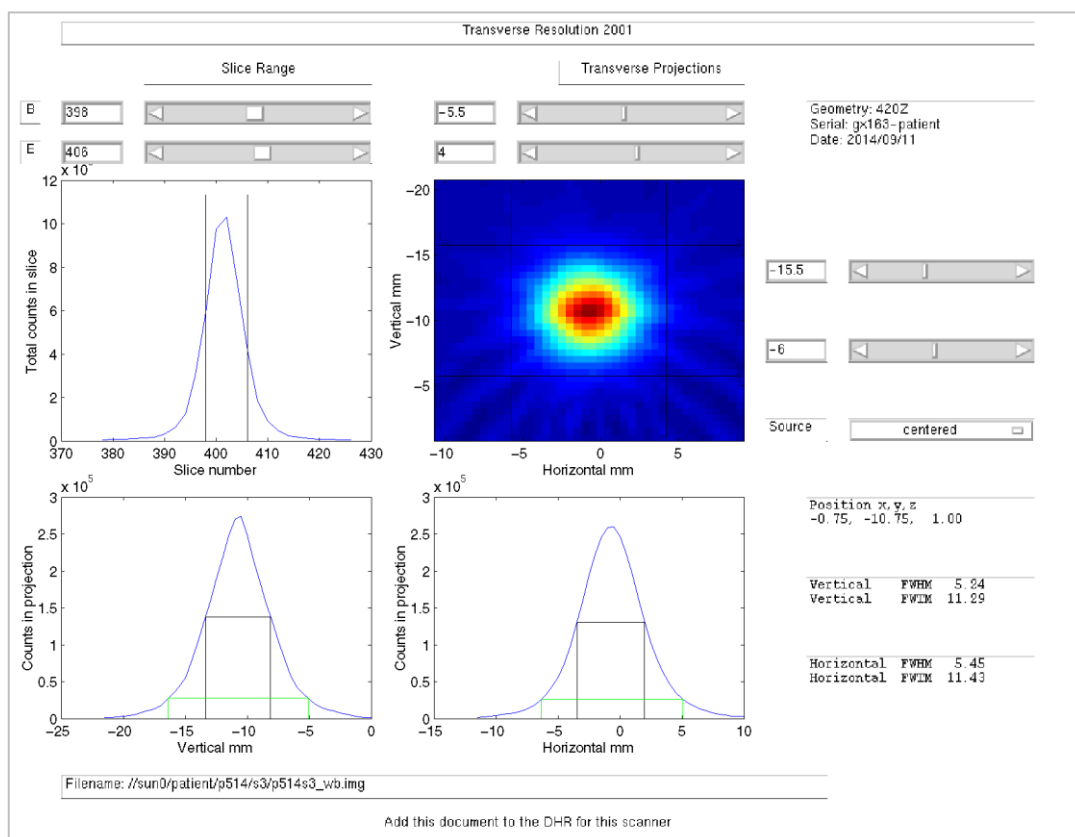


Figura 32 Posição da fonte pontual $(x,y,z) = (0,1,0)$

Tabela 6 Valores de FWHM e FWTM resultantes do teste à resolução espacial transversal

Average Transverse Resolution 2001								
Radial	Tangential		Central		Source	Acquisition	Image	
FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	Offset	Date	Filename
				5.35	11.36	centered	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_1.img
6.21	11.59	5.87	12.09			vertical	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_3.img
6.24	11.79	5.78	11.82			horizontal	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_4.img
6.30	12.06	5.87	12.51			horizontal	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_5.img
6.25	12.04	5.94	12.58			vertical	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_6.img
				5.54	11.61	centered	2014/09/11	//sun0/patient/p514/s3/p514s3_wb_7.img
6.25	11.87	5.87	12.25	5.44	11.48			Average
Geometry: 420Z					Serial number: gx163-patient			

8.6 Análise de dados

- Serão gerados perfis em todas as funções de resposta da fonte pontual;
- A largura dos perfis nas duas direções de reconstrução com a direção de aquisição será de aproximadamente duas vezes o FWHM esperado (Fig. 33).
- O valor máximo do perfil será determinado através de três pontos: o pico máximo e os seus dois pontos vizinhos mais próximos.
- O FWHM e o FWTM são calculados através de uma interpolação linear entre os pixels adjacentes a meia altura ou a um décimo da largura total de um valor máximo de resposta estimado;
- Os valores de FWHM e FWTM são convertidos para milímetros através da multiplicação do tamanho do pixel.

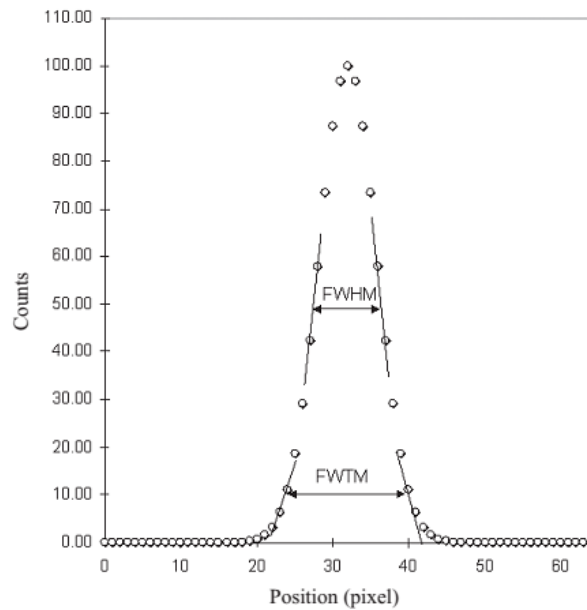


Figura 33 Exemplo de uma função de resposta com as definições de FWHM e FWTM.

8.7 Resultados esperados

- Os valores de FWHM não devem exceder a especificação dada pelo fabricante do equipamento (Tab. 7 e 8):

Tabela 7 Valores esperados pela Phillips para a resolução espacial axial

Posição	FWHM(Res. Esp. axial)
Offset	6.6
Central	6.0

Tabela 8 Valores esperados pela Phillips para a resolução espacial transversal

Posição	FWHM(Res. Esp. transversal)
Radial	6.1
Tangencial	5.8
Central	5.1

- Os valores de FWTM não são geralmente especificados;
- O valor FWTM esperado pode ser estimado tendo em consideração que, para uma curva gaussiana, o rácio entre FWTM e FWHM é 1.82.

- O rácio esperado entre FWTM e FWHM para um equipamento PET atual deve ser aproximadamente no intervalo de 1.8–2.0.
- Um critério de tolerância apropriado será que:
 - $FWHM_{\text{observado}} < 1.05 FWHM_{\text{esperado}}$

8.8 Ação corretiva

Se os critérios de tolerância forem excedidos para FWHM, devem ser tomadas medidas. Primeiramente, os resultados devem ser verificados e o procedimento do teste deve ser repetido por forma a assegurar que a fonte foi devidamente preparada. Seguidamente deve-se proceder à notificação do fabricante e requerida uma ação corretiva.

8.9 Discussão de resultados

A resolução especial de um equipamento PET é expressa pela PSF (do inglês “point spread function”), geralmente dependente de coordenadas espaciais. A PSF determina a resolução espacial do sistema de imagem, isto é, a distância mínima necessária para distinguir entre dois objectos numa imagem, que pode ser detetada por um equipamento. Quanto mais finos forem os detalhes que um equipamento de imagem reproduz, melhor resolução espacial tem. A PSF é obtida pelo FWHM e FWTM através da medição da distribuição da atividade de uma fonte pontual numa imagem reconstruída. Esta é colocada suspensa no ar de modo que não há dispersão.

Nas imagens dos resultados apresentados, a curva presente em todos os gráficos diz respeito ao PSF, sendo que a largura na sua meia altura e a um décimo da sua altura representam os valores de FWHM e FWTM, respetivamente. A unidade da resolução é a mesma que a do comprimento (mm ou cm). Deste modo, um FWHM mais estreito implica uma melhor resolução do equipamento dado que a distância mínima necessária para distinguir dois objetos é menor.

Para uma melhor interpretação dos dados, apresenta-se de seguida a tabela 9 que compara os valores registados no teste com os valores esperados pelo fabricante, neste caso Philips. Para uma melhor compreensão dos valores, acrescenta-se ainda uma terceira fonte, um documento publicado pela universidade Australiana de

Cientistas e Engenheiros Físicos na Medicina no qual foram realizados os testes de aceitação NEMA-2001 num equipamento PET-CT Gemini GXL (equipamento igual ao que foi utilizado para a realização dos testes neste presente trabalho).

Tabela 9 Comparação de resultados obtidos para a resolução espacial axial e transversal com valores fornecidos pelo fabricante e com outro autor

	Posição	FWHM (teste)	FWHM (Phillips)	FWHM (Sathiakumar)³⁸
Res. Espacial Axial	Offset	7.06	6.6	6.6
	Central	6.54	6.0	5.6
Res. Espacial Transversal	Radial	6.25	6.1	6.0
	Tangencial	5.87	5.8	5.6
	Central	5.44	5.1	5.25

Avaliando de uma forma geral, verifica-se que os valores de FWHM melhoram no centro do FOV e deterioram-se em direção à periferia do FOV. Isto prende-se com o local de aniquilação dos fótons, que quanto mais próximo do FOV, maior a probabilidade de ocorrer coincidências acidentais ou dispersas.

Como se pode verificar pelos dados apresentados, os valores dos resultados do teste à resolução espacial excedem a especificação dada pelo fabricante do equipamento. O ideal seria que os valores fossem iguais ou inferiores como o caso do autor Sathiakumar. Deste modo, aplica-se a margem de erro aconselhada de 5%. Ainda assim, o teste falha para todas as posições com exceção da resolução espacial transversal radial e tangencial que seguem a condição de $FWHM_{\text{observado}} < 1.05 FWHM_{\text{esperado}}$.

A falha neste teste, principalmente na resolução espacial axial, pode estar relacionada com a utilização de ^{18}F com uma atividade inferior à que seria ideal. Sendo que a atividade a utilizar aconselhada compreende entre 50 a 100uCi e foi utilizada a quantidade mínima possível, isto poderá ter comprometido os resultados. O motivo

prende-se com o facto de que a fonte pontual presente no capilar foi preparada de forma que a gota introduzida na ponta do mesmo fosse tão pequena que ao invés de ficar com forma cilíndrica (visível na imagem de preparação do capilar), possui uma forma o mais redonda possível, de diâmetro semelhante à sua altura, para que pudesse ser reutilizada no teste seguinte – resolução espacial transversal. A atividade mínima, aliada a uma adaptação da fonte para a reutilização da mesma (ainda que descrita como um procedimento correto nos testes NEMA) podem ter contribuído para valores não esperados. Isto deve-se ao facto de, com a diminuição da atividade detetada, o número de contagens no gráfico do PSF diminui, assim como a sua altura. Consequentemente a curva irá ser mais achatada e produzir um FWHM e FWTM superiores.

Em geral o rácio entre FWTM e FWHM encontra-se dentro do intervalo esperado (1.8 – 2.0) , com excepção da resolução espacial transversal para as posições tangencial e central, 2.08 e 2.11, respetivamente.

Os valores observados, ainda assim estão contidos a uma margem de erro de 10%, pelo que são aceitáveis.

CAPÍTULO 9

Teste PET – Sensibilidade

9.1 Objetivo do teste

O objetivo da medição da sensibilidade é determinar a taxa de coincidências verdadeiras detetadas por unidade de concentração radioativa para uma configuração de uma fonte standard, como por exemplo, um fantoma cilíndrico.

Este teste tem em consideração o facto de os positrões necessitarem de um determinado percurso na matéria absorvente para serem convertidos em radiação gama, pelo que são realizadas medidas com espessura crescente ou decrescente do material absorvente e extrapoladas as medições de absorção nula. O teste requer equipamento especial consistindo num conjunto de tubos de alumínio de vários diâmetros.

9.2 Frequência

Este teste deve ser realizado aquando da aceitação do equipamento, anualmente ou sempre que se suspeitar de uma alteração significativa na performance do equipamento.

9.3 Material

- O fantoma para medições de sensibilidade que é constituído por um conjunto de 5 tubos de alumínio com 70cm de comprimento, cada um com uma parede de espessura de 1.25mm, de diâmetro crescente.
- Fonte radioativa de ^{200}uCi de ^{18}F (concentração inicial de 7,4MBq/ml), que irá preencher uniformemente o tubo cujo volume é de aproximadamente 2.4ml.

9.4 Procedimentos

- Montar o fantoma de sensibilidade e encaixá-lo na extremidade da mesa (Fig. 34);

- Encaixar os 5 tubos entre si, com o tubo de menor diâmetro no interior do orifício de maior diâmetro e assim sucessivamente;

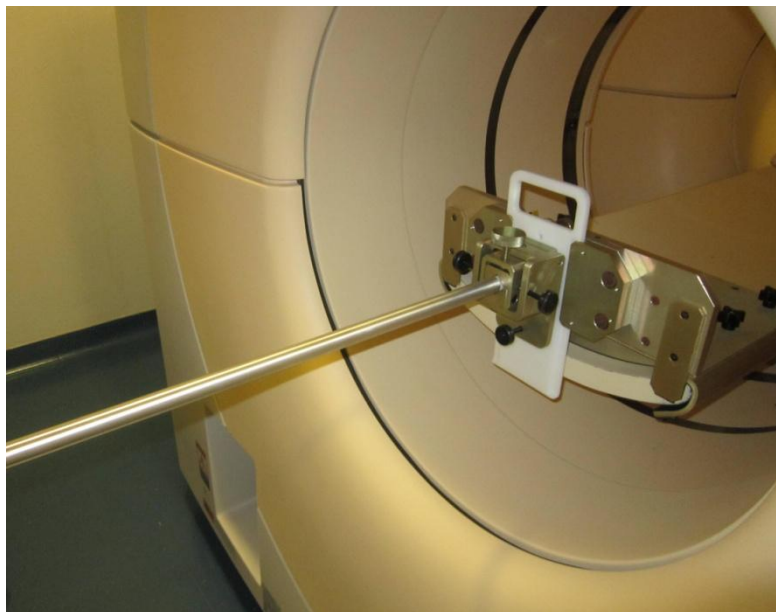


Figura 34 Fantoma de sensibilidade montado na mesa com os tubos de alumínio devidamente encaixados.

- Extrair 200uCi de ^{18}F para o interior de uma seringa de 3ml;
- Adicionar água à seringa de forma a preencher o tubo de 70cm, cujo volume é de aproximadamente 2.4ml com a agulha virada para cima;
- Registrar a atividade medida e a hora;
- Agitar a seringa para uma mistura adequada da solução;
- Preencher o tubo de sensibilidade de 80cm que deslizará pelo interior dos tubos de alumínio com 70cm da solução de ^{18}F diluída de forma que esteja contido entre as duas linhas, deixando um pequeno espaço de ar numa extremidade; É necessário extremo cuidado para não derramar líquido;
- Tapar o final do tubo;
- Colocar os quatro tubos de alumínio em redor do mais pequeno de forma que fiquem os cinco tubos encaixados e inserir o tubo preenchido com ^{18}F no centro;
- Posicionar o fantoma de sensibilidade no suporte do mesmo;
- Posicionar o fantoma suspenso no ar, suportado por materiais de baixa densidade para minimizar o efeito de dispersão, no centro do FOV

transaxial, com os 5 tubos de alumínio encaixados e o tubo plástico com a fonte radioativa no seu interior (Fig. 35);

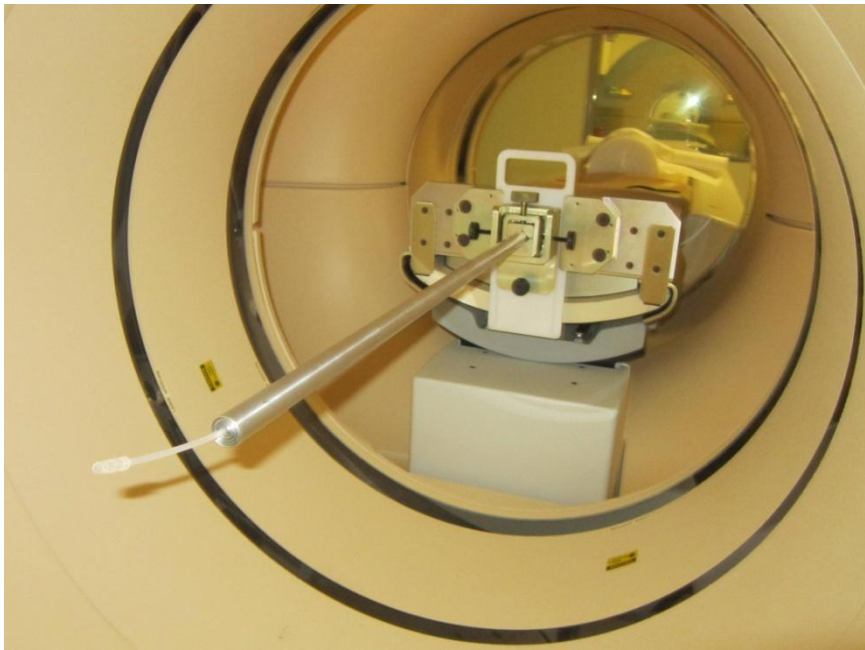


Figura 35 Fantoma da sensibilidade devidamente montado com o tubo da fonte radioativa no interior dos cinco tubos de alumínio.

- Nivelar e centrar o fantoma com o auxílio das linhas laser do equipamento (Fig. 36);

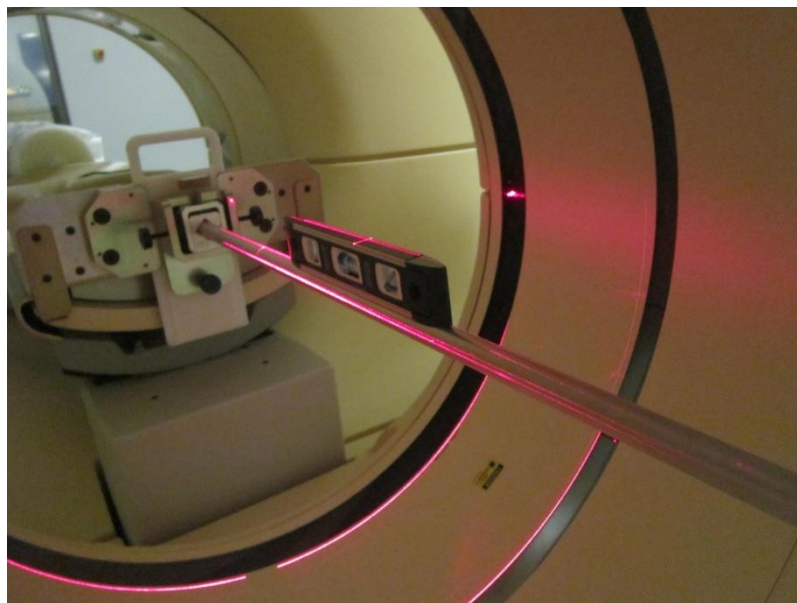


Figura 36 Centragem e nivelamento do fantoma com o auxílio das linhas laser do equipamento.

- Realizar uma aquisição no mínimo de 10 000 eventos verdadeiros.
- Realizar uma aquisição com os cinco tubos e registrar o nome do ficheiro;
- Remover o tubo mais externo e realizar nova aquisição;
- Registrar o ficheiro e remover o tubo mais externo;
- Completar cinco aquisições utilizando sempre o mesmo método até ao tubo de diâmetro menor;
- Mover o fantoma de sensibilidade verticalmente 10cm do eixo central através do suporte;
- Recolocar todos os tubos previamente removidos e repetir os procedimentos anteriormente realizados;

9.5 Resultados

Finalizado o teste de sensibilidade axial, para cada posição $Y=0\text{cm}$ e $Y=10\text{cm}$, resultam 3 gráficos que dizem respeito à atenuação da radiação conforme a espessura, à sensibilidade por corte e ao número de contagens por cada corte, respetivamente. Surge ainda uma tabela com os valores de contagens discriminados para cada corte.

9.5.1 Para Y= 0cm

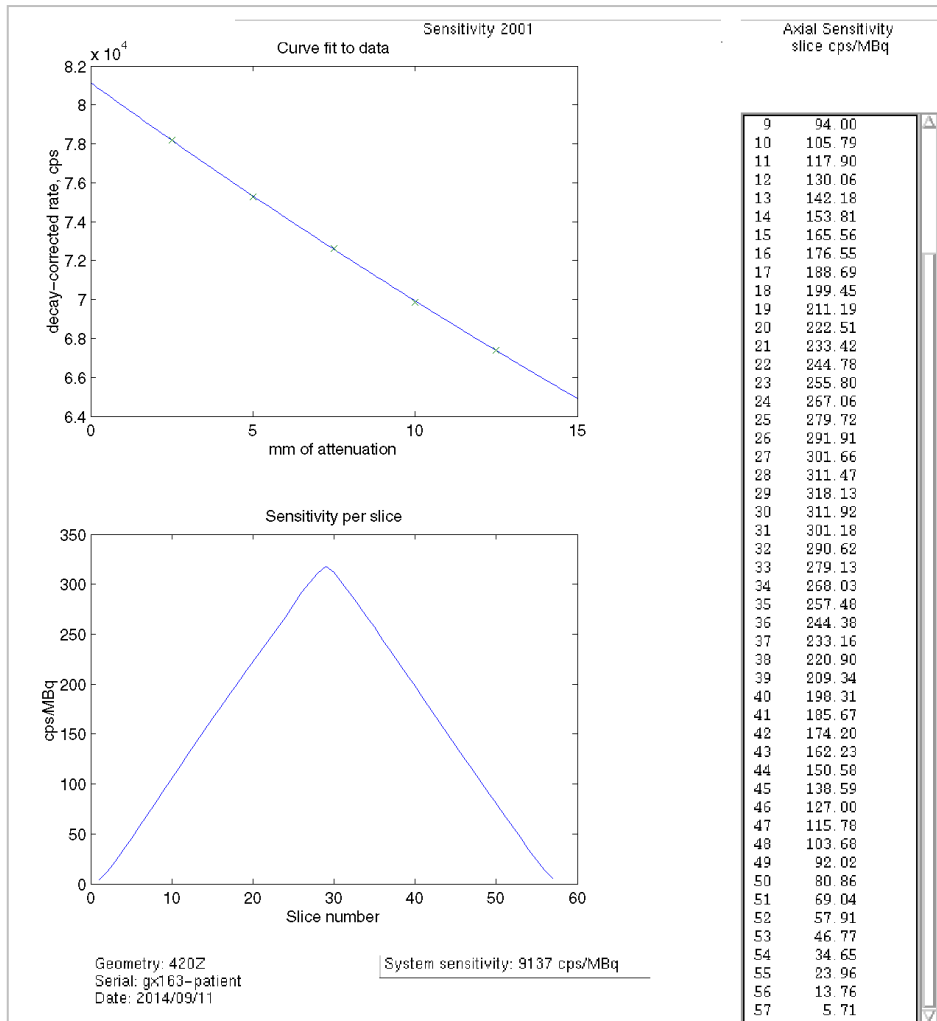


Figura 37 Resultados do teste de sensibilidade para Y=0. Gráfico da atenuação e sensibilidade por corte.

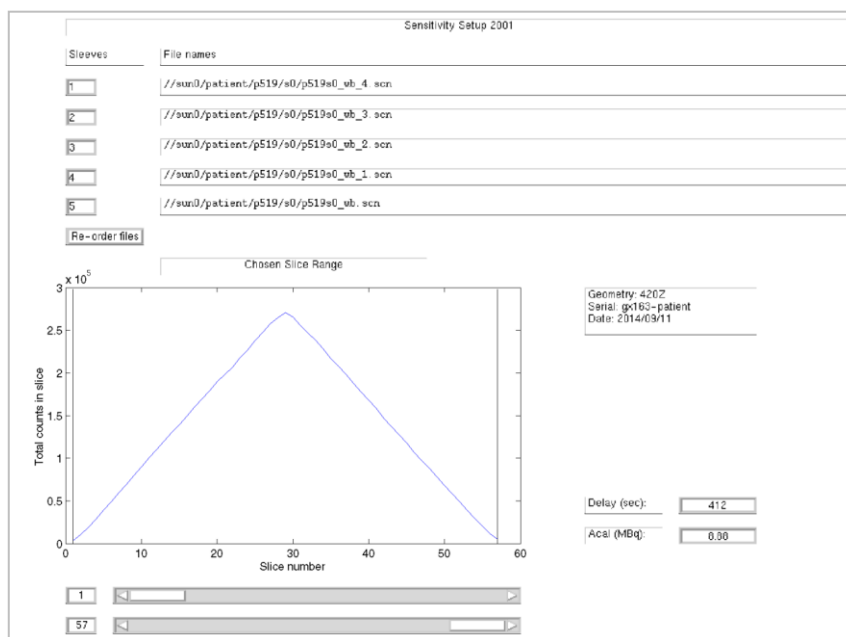


Figura 38 Resultados do teste de sensibilidade para Y=0. Gráfico do número de contagens por corte.

9.5.2 Para Y= 10cm

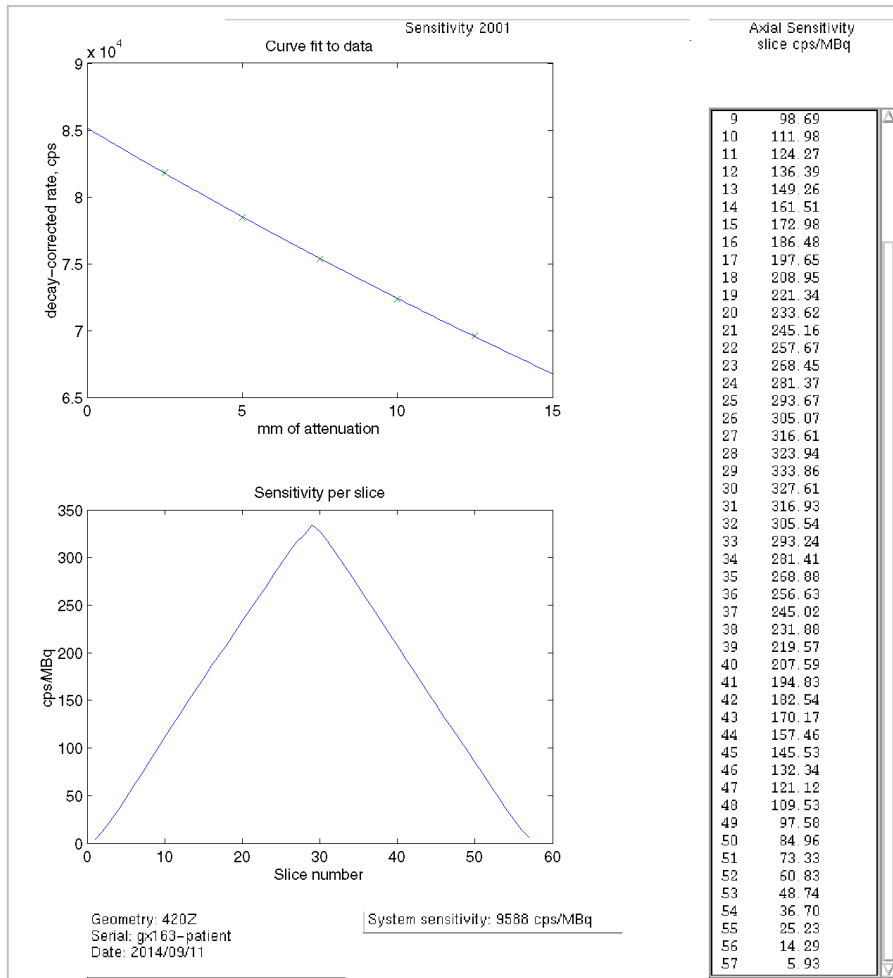


Figura 39 Resultados do teste de sensibilidade para Y=10. Gráfico da atenuação e sensibilidade por corte.

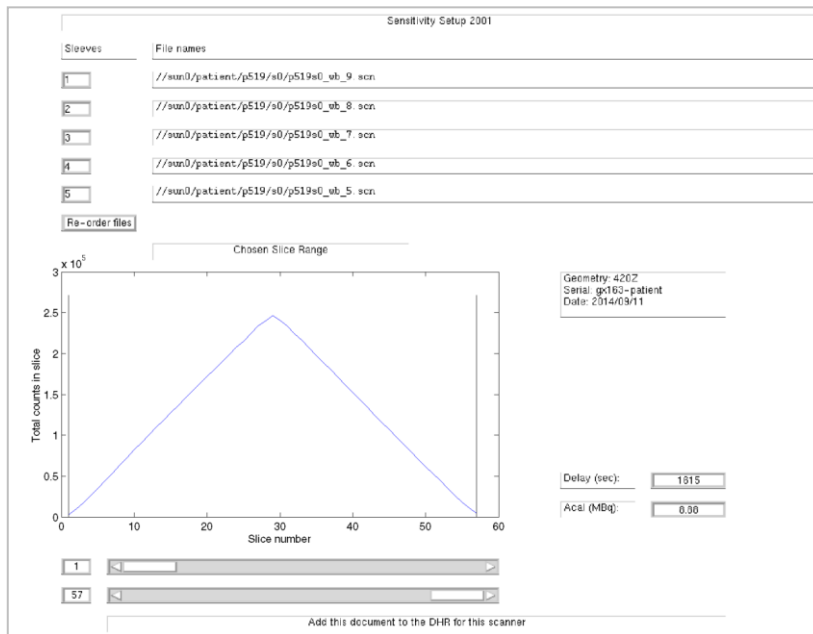


Figura 40 Resultados do teste de sensibilidade para Y=10. Gráfico do número de contagens por corte.

9.6 Análise de dados

- Deve ser utilizado um único corte para atribuir as contagens de LORs ao corte da imagem onde as LOR cruzam o eixo do scanner.
- O tempo do início de uma medição, T_j , e a sua duração, T_{acq} , incluindo o tempo necessário no movimento dos detetores, é gravado, juntamente com o número de contagens.
- A taxa de contagens por segundo, $R_{j,i}$, deve ser determinada para cada medição associada a cada um dos 5 tubos, designada por j ($j = 1 - 5$), e para cada corte, designado por i ($i = 1$ para o número de cortes), dividindo o número de contagens recolhidas no sinograma do corte pela duração T_{acq} .
- Para cada medição associada a cada um dos 5 tubos, para cada corte, a taxa de contagem para o decaimento do isótopo será corrigida pelo decaimento radioativo através da seguinte fórmula:

$$\circ R_{CORR,j,i} = R_{j,i} \exp\left[\frac{T_j - T_{cal}}{T_{1/2}}\right]$$

- T_j é o tempo da aquisição número j e T_{cal} é o tempo da calibração da radioatividade do fantoma. Depois da correção do decaimento, o somatório das contagens para cada espessura do tubo é:

$$\circ R_{CORR,j} = \sum_i R_{CORR,j,i}$$

- Os dados são de seguida expressos pela fórmula:
 - $R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \exp(-2\mu_M X_j)$, onde $R_{CORR,0}$ representa a taxa de contagens não atenuadas
- O coeficiente de atenuação linear do material do tubo, μ_M pode variar para compensar a radiação dispersa, e X_j representa a espessura das paredes do tubo acumulada.
- A sensibilidade do sistema, S_{tot} é então obtida através da divisão da taxa de contagens não atenuadas, $R_{CORR,0}$ pela radioatividade total A_{cal} :

$$\circ S_{tot} = R_{CORR,0}/A_{cal}$$

- O mesmo procedimento é realizado para as medições obtidas com o fantoma deslocado 10cm do eixo central.
- O perfil de sensibilidade axial é calculado utilizando os dados da aquisição do tubo menor, para a posição de 0cm. Utilizando as taxas de contagem corrigidas $R_{CORR,1,i}$ para os cortes e a taxa de contagem total, $R_{CORR,1}$, obtém-se a sensibilidade axial por corte pela seguinte fórmula:

$$\circ S_i = (R_{CORR,1,i}/R_{CORR,1})S_{tot}$$

9.7 Resultados esperados

- A sensibilidade do sistema deve ser igual ou superior que as especificações do vendedor (Tab. 10).

Tabela 10 Valores esperados pela Phillips para a sensibilidade do sistema

Posição	Sensibilidade do sistema (Phillips)
Y=0	8000cps
Y=10	8300cps

- O usuário deve estabelecer valores de referência, de tolerância e níveis de ação. Um critério de tolerância apropriado pode ser:

$$\circ S_{tot,medido} > 0.95S_{tot,esperado}$$

9.8 Ação corretiva

Se o critério de tolerância não for de encontro ao teste de sensibilidade, o fabricante deve ser notificado e requerida uma ação corretiva.

9.9 Discussão de resultados

A sensibilidade é uma medida de eficiência de contagem de um equipamento PET, e é expressa em taxa de contagem (normalmente, cps) por unidade de concentração de atividade (normalmente, MBq ou μ Ci por cc). A sensibilidade mede a taxa de coincidências verdadeiras quando a atenuação e a taxa de contagens perdidas são insignificantes.

Devido à necessidade de material de atenuação para assegurar a aniquilação de todos os positrões emitidos a partir da fonte, não é possível construir uma fonte para este teste com atenuação insignificante. Em vez disso, as medições são efetuadas com a diminuição do número de tubos de alumínio concêntricos, que proporcionam uma redução incremental da atenuação. Traçando a contagem de atenuação “versus” tubo de alumínio, permite a extrapolação para estimar a contagem de atenuação insignificante (sem qualquer tubo de alumínio), que é então utilizada para estimar a sensibilidade em termos de cps/MBq. Daí o facto de ser necessário retirar os tubos de alumínio um a um neste teste.

Os gráficos das imagens 37 à 40 são semelhantes para a posição $Y=0$ cm e $Y=10$ cm. No primeiro gráfico da figura 37, a reta com declive negativo representa a taxa de contagens detetadas em função da distância de atenuação em milímetros. Como se pode verificar, à medida que a espessura dos tubos de alumínio aumentam, diminui o número de contagens detetadas pelo sistema. Isto deve-se ao efeito de atenuação dos fótons provocado pelo aumento da espessura dos tubos de alumínio que impede de serem detetados pelo equipamento. Pelo contrário, à medida que se vão retirando os tubos de alumínio um a um e diminuindo a espessura no eixo do x do gráfico, aumentam o número de contagens detetadas pelo sistema. No segundo gráfico (figura 37) está representada a sensibilidade do sistema em função do número de corte com os dados da tabela ao lado. Neste gráfico, o corte central nº 29 apresenta o pico de sensibilidade – 318.13 cps/MBq. O sistema apresenta maior sensibilidade para este corte pois é no centro do tubo preenchido com atividade que se verifica um maior número de contagens através da influência dos cortes vizinhos. À medida que se aproxima das periferias, o número de contagens é menor e conseqüentemente a sensibilidade do sistema também. Este efeito também é visível no terceiro gráfico (figura 38) no qual se visualizam o número total de contagens para cada corte. O mesmo se sucede para $Y=10$ cm.

Para uma melhor interpretação dos dados, apresenta-se de seguida uma tabela comparativa (Tab. 11) entre os valores registados no teste e os valores esperados pelo fabricante, neste caso Phillips.

Tabela 11 Comparação entre os valores esperados pela Phillips e os resultados para a sensibilidade do sistema.

Posição	Sensibilidade do sistema	Sensibilidade do sistema
	(teste)	(Phillips)
Y=0	9137cps	8000cps
Y=10	9588cps	8300cps

Quando é iniciado o teste de sensibilidade é introduzido no software a atividade presente na fonte, bem como a hora. Com o decorrer do tempo, o equipamento automaticamente calcula a atividade presente no momento das aquisições. O valor de sensibilidade do sistema provém da taxa de contagens não atenuada, dividida pela radioatividade total em MBq. O valor de taxa de contagens não atenuada para Y=0 está presente no primeiro gráfico, quando existe 0mm de atenuação – 8.1×10^4 cps. Neste teste, a atividade introduzida foi de 280uCi. No entanto, no momento de aquisição, a atividade era de 239.5uCi, que equivale a 8,86MBq. Portanto:

$$(9) \text{ Sensibilidade} = \frac{\text{Taxa de contagens verdadeiras (cps)}}{\text{Atividade presente no tubo}}$$

$$\text{Sensibilidade} = \frac{8.1 \times 10^4}{8.865}$$

$$\text{Sensibilidade} = 9137 \text{ cps/MBq}$$

O mesmo tipo de raciocínio é efetuado para Y=10 e obtém-se o valor de 9588cps/MBq. No entanto o equipamento fornece estes valores de sensibilidade automaticamente, sem necessidade de efetuar quaisquer cálculos. Comparando os valores de sensibilidade entre as posições de Y=0 cm e de Y=10 cm, a segunda apresenta-se geralmente maior, uma vez que o fantoma se desloca em direção à periferia do FOV, fazendo com que sejam detetadas um maior número de contagens.

Como se pode visualizar na tabela acima, os valores de sensibilidade do sistema superam os valores fornecidos pelo fabricante. Isto significa que o equipamento possui uma sensibilidade superior àquela que seria o limite mínimo aceitável e portanto, possui uma boa capacidade de detecção de aniquilação da radiação. Não é necessário qualquer tipo de ajuste no que diz respeito a esta matéria.

CAPÍTULO 10

Teste PET – Qualidade de Imagem

10.1 Objetivo do teste

O objetivo deste teste é produzir imagens que simulem lesões quentes e frias. Fora do scanner PET estão presentes a radioatividade que imita a radioatividade fora do campo e as esferas de diferentes diâmetros num fantoma que simula o corpo humano com atenuação não-uniforme. A qualidade de imagem é estimada calculando o contraste da imagem e o rácio da variabilidade do background para as esferas quentes e frias. O mesmo teste permite também estimar a correção de atenuação e de dispersão e a quantificação absoluta da concentração de radioatividade num volume uniforme de interesse dentro do fantoma.

10.2 Frequência

Este teste deve ser realizado aquando da aceitação do equipamento, anualmente e sempre que se suspeitar de uma alteração significativa na performance do sistema de deteção.

10.3 Material

- Primeiro fantoma – fantoma de corpo – constituído por:
 - Compartimento do corpo com pelo menos 18cm de comprimento;
 - Seis esferas ocas com diâmetros internos de 1.0, 1.3, 1.7, 2.2, 2.8 e 3.7 cm, e uma espessura da parede inferior a 1 mm;
 - Um suplemento cilíndrico (5.0 ± 0.2 centímetros de diâmetro externo) preenchido com um material de número atómico baixo que imita a atenuação pulmonar (densidade média de 0.3 ± 0.1 g / mL), centrado no interior do "compartimento do corpo", que se estende axialmente através de todo o fantoma. A densidade necessária pode ser conseguida através do enchimento do primeiro suplemento com bolinhas de esferovite, em seguida, preenchendo os espaços de ar entre as bolinhas com água.

- Segundo fantoma – fantoma de dispersão – que imita a radioatividade fora de campo e permite determinar a fração dispersa, contagens perdidas e medições fortuitas. Este deve medir 70 cm de comprimento.
- Fonte radioativa ^{18}F suficiente para preencher o primeiro fantoma – fantoma de corpo – com uma atividade de 1.4 mCi (51.8MBq – dose típica para estudos PET de corpo inteiro);
- Fonte radioativa ^{18}F com uma atividade de 2.8 mCi para preencher o tubo que irá ser introduzido no interior do segundo fantoma – fantoma de dispersão.

10.4 Procedimentos

- Preencher um quarto do fantoma de corpo com água (cerca de 2.5 L);
- Preencher as esferas maiores (2.8 e 3.7mm) com água para imitar uma lesão fria Fig. 42);
- Adicionar a parte cilíndrica preenchida com bolinhas de esferovite que imita a atenuação pulmonar (Fig. 41);



Figura 41 Suplemento do fantoma de corpo que imita a atenuação pulmonar, já preenchido com esferovite.

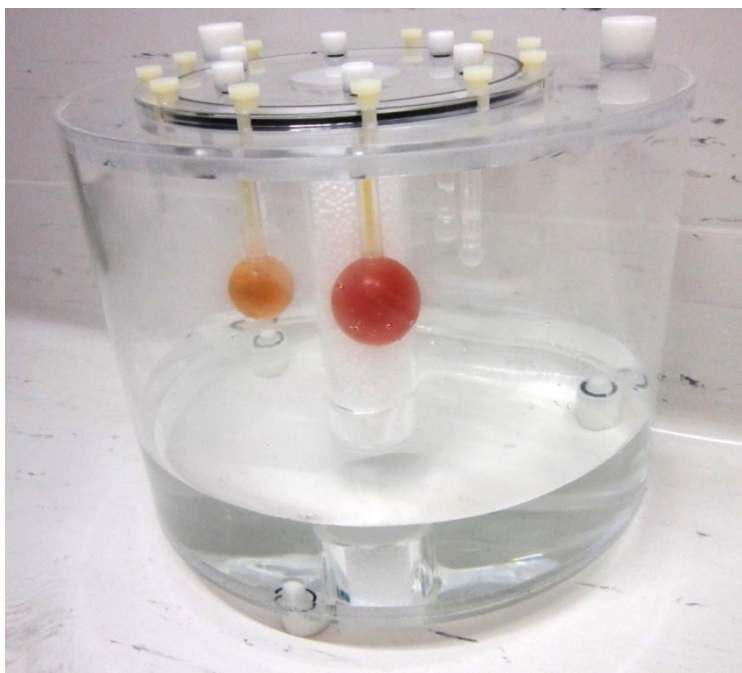


Figura 42 Fantoma de corpo preenchido com um quarto de água; Esferas de maior diâmetro preenchidas com água e corante que lhe conferem uma tonalidade avermelhada para mais fácil visualização; Suplemento que imita o pulmão já encaixado.

- Ao quarto de água já presente no fantoma de corpo adicionar ^{18}F com atividade suficiente para que no final, com o fantoma totalmente preenchido, a atividade da mistura seja de 1.4mCi. Sugere-se que seja retirado para uma seringa 0.2ml que equivale aproximadamente a 1.6mCi;
- Retirar um pouco da mistura para uma seringa para preencher as quatro esferas mais pequenas (1.0, 1.3, 1.7 e 2.2mm);
- Acrescentar água à região de background do fantoma preenchendo-o na sua totalidade, com extremo cuidado para não extravasar líquido junto do orifício. Recomenda-se que no momento final do preenchimento do fantoma seja utilizada uma seringa para acrescentar água com maior precisão até que reste uma quantidade mínima de ar (Fig. 43);



Figura 43 Banca de trabalho para preenchimento do fantoma com água na totalidade.

- Posicionar o fantoma de corpo a 30cm da extremidade da mesa, alinhado com o eixo longitudinal da mesma, de forma que as esferas estejam do lado do equipamento, no mesmo corte transverso.
- Preencher o tubo do fantoma de dispersão com 2.8mCi (103.6MBq) de ^{18}F ;
- Introduzir o tubo preenchido com ^{18}F através do orifício de 6.4 milímetros no fantoma de 70 cm (Fig. 44);



Figura 44 Introdução do tubo preenchido com ^{18}F no fantoma de dispersão.

- Posicionar o fantoma de dispersão junto ao fantoma de corpo, alinhado longitudinalmente com a mesa (Fig. 45 e 46);

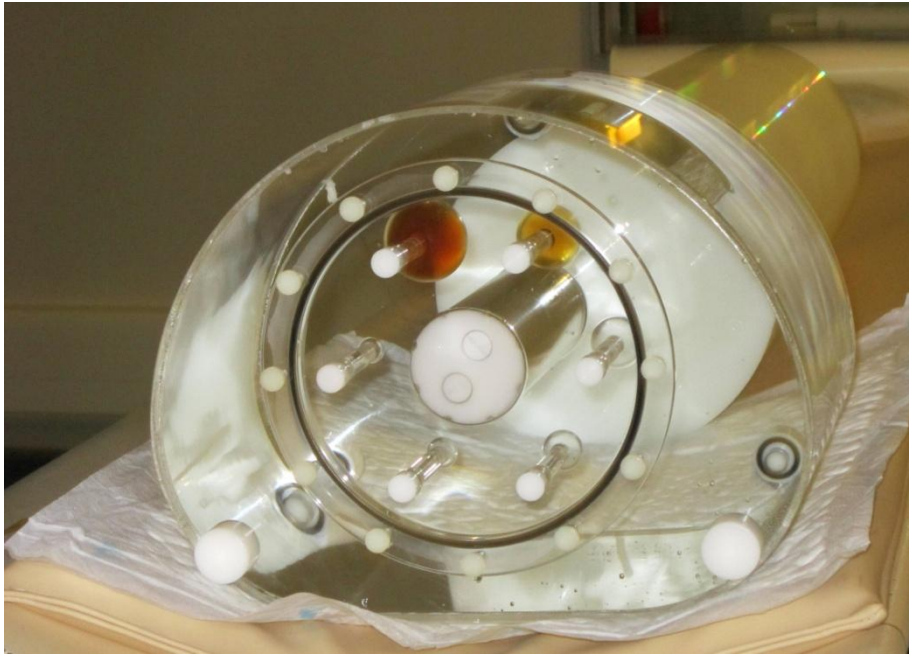


Figura 45 Fantoma de corpo alinhado transversalmente com o centro da mesa, a 30cm da sua extremidade.

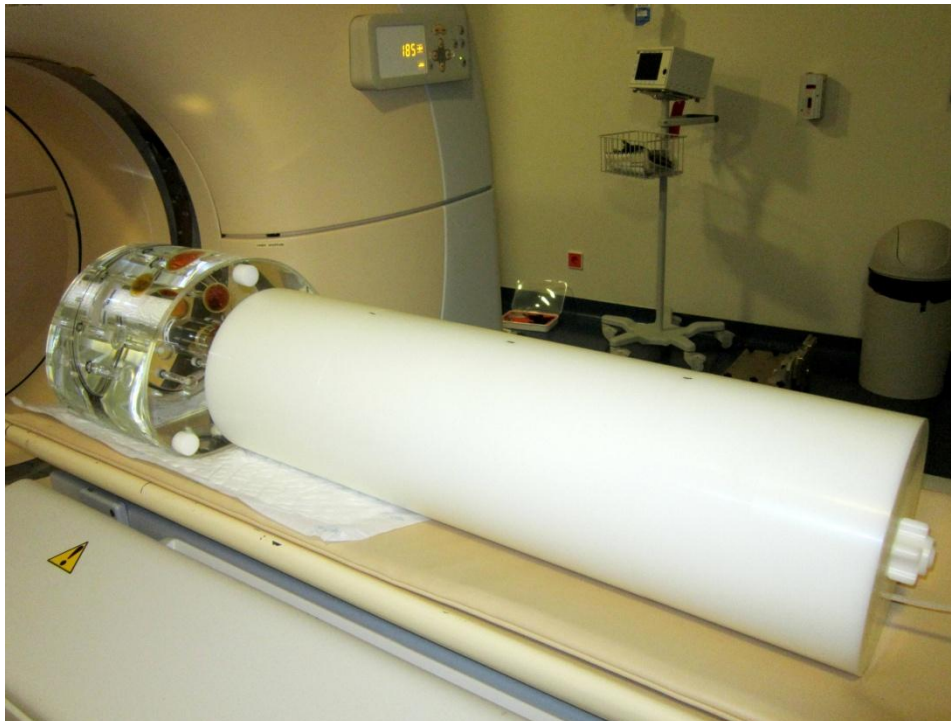


Figura 46 Fantoma de dispersão junto ao fantoma de corpo, ambos alinhados no sentido longitudinal e transversal da mesa.

- Deve ser selecionado no equipamento o modo “cabeça primeiro”, em supinação, com o centro das esferas no corte central;
- Registrar a atividade presente em cada fantoma e a hora;

10.5 Resultados

Finalizado o teste surgem imagens do fantoma de corpo em cortes axiais e coronais (Fig. 47). De entre as duas direções, o operador percorre os cortes escolhe o mais favorável para visualização das esferas que simulam lesões quentes e frias (Fig. 48).

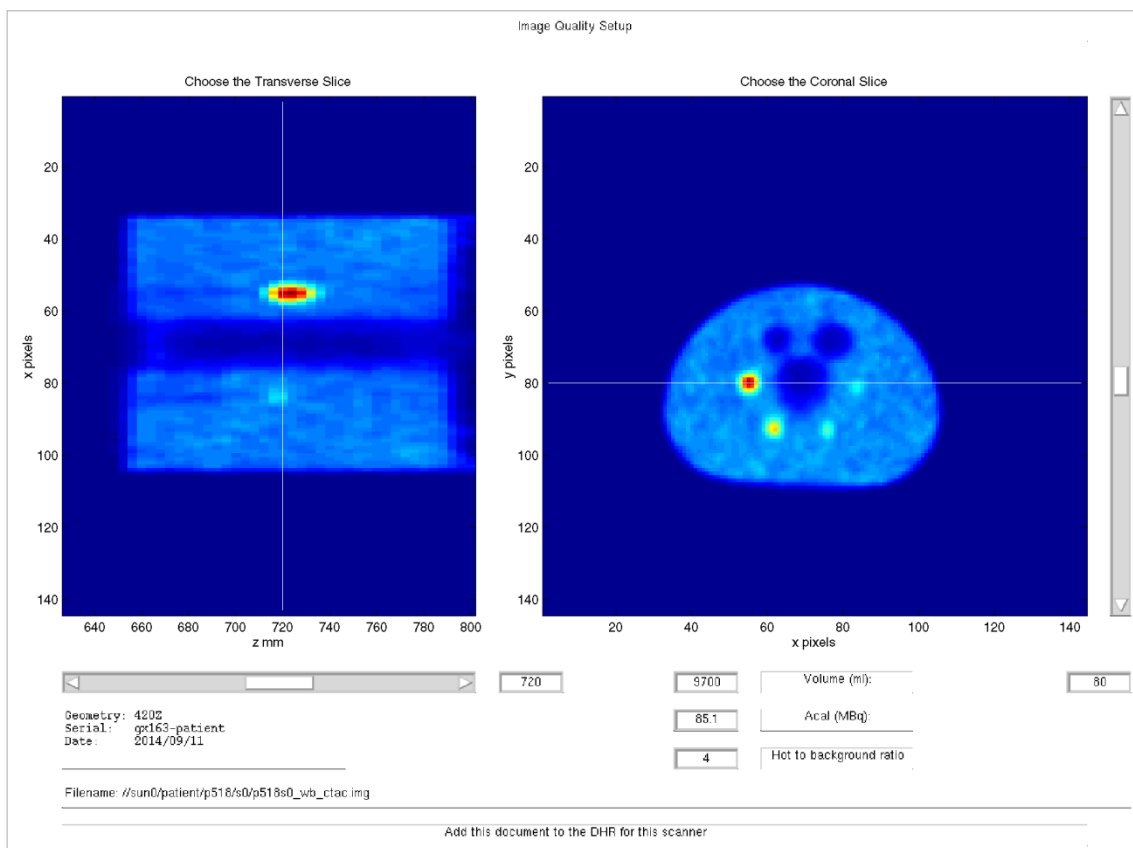


Figura 47 Imagens resultantes do teste de Qualidade de Imagem em cortes coronais e axiais.

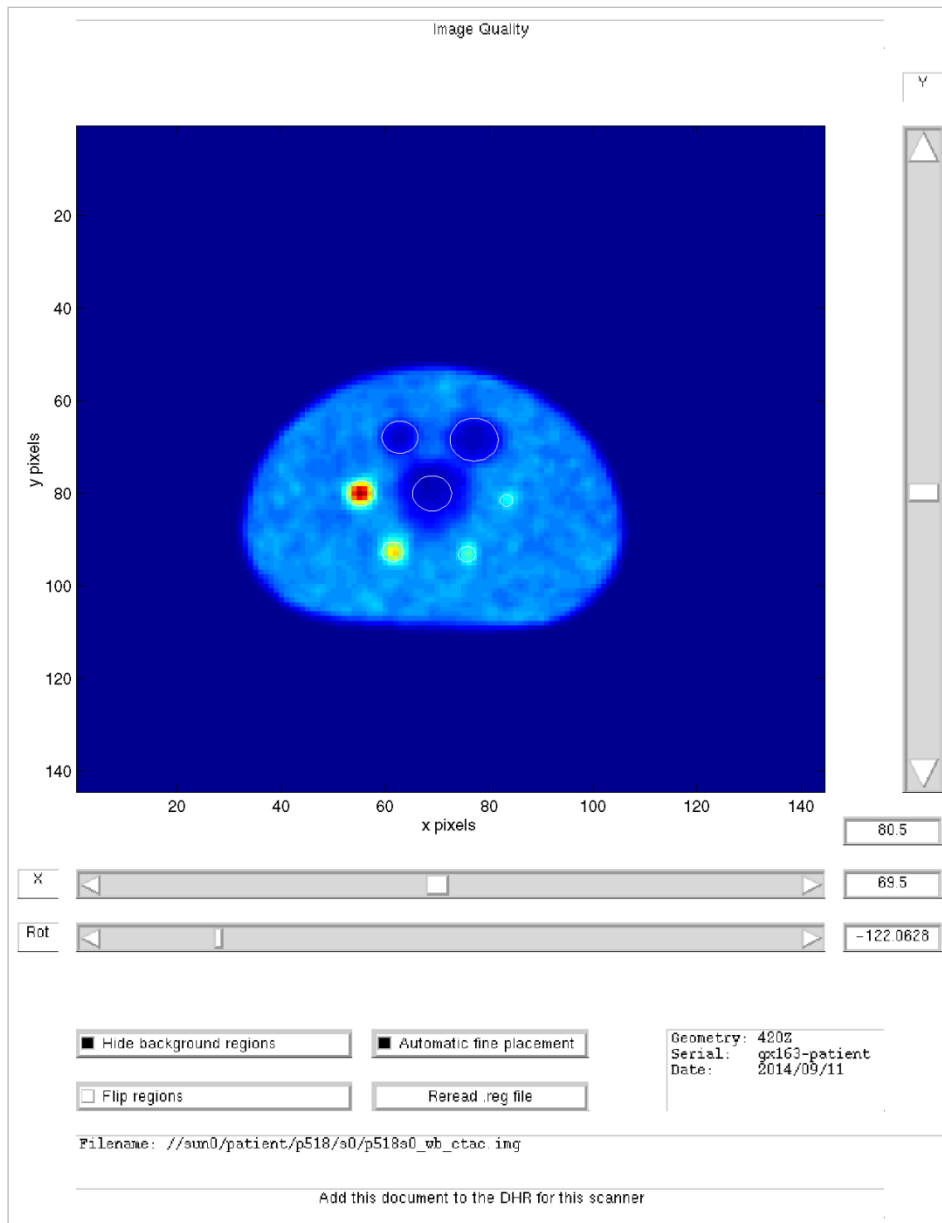


Figura 48 Colocação de ROI's na zona das esferas e do cilindro simulador de pulmão para optimização da imagem e posterior avaliação.

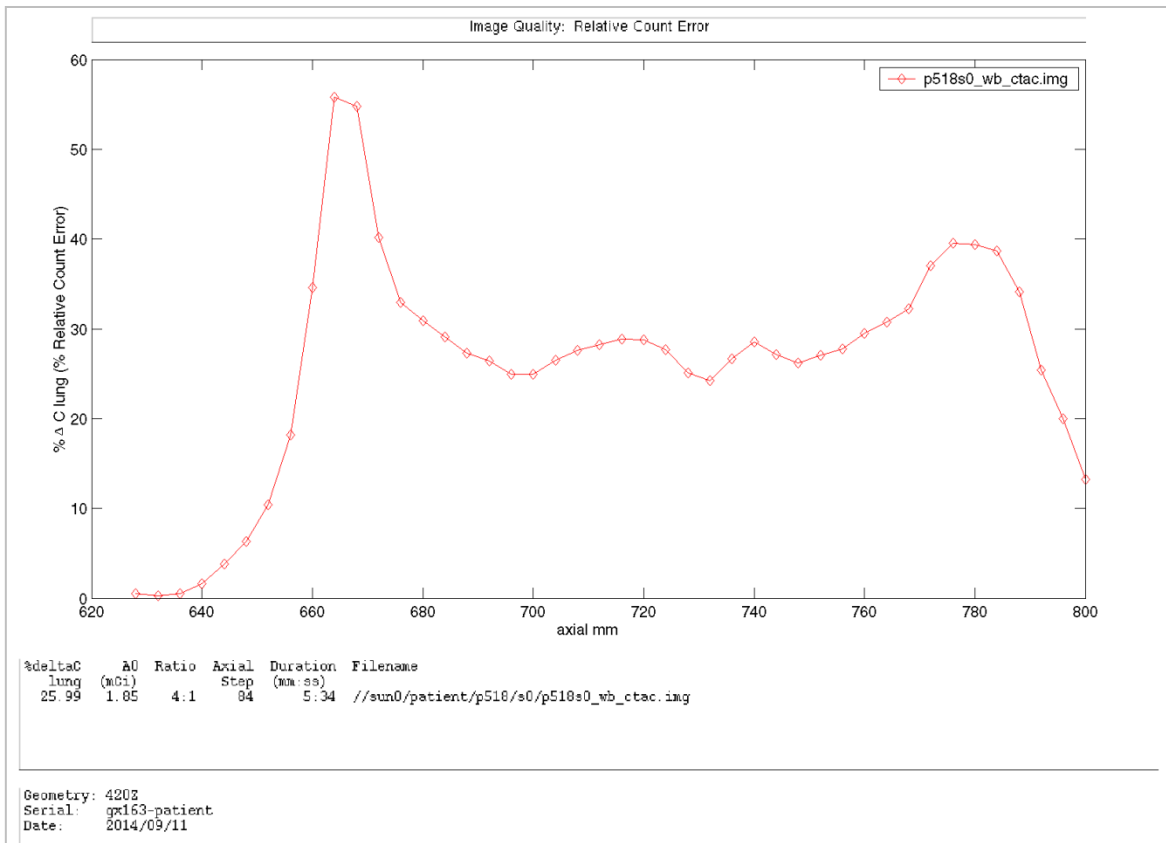


Figura 49 Representação gráfica do erro residual da região do fantoma cilíndrica que simula o pulmão.

Tabela 12 Valores resultantes do teste de Qualidade de imagem, nomeadamente a percentagem de contraste entre as esferas e o fundo e a percentagem de variabilidade.

Image Quality: Contrast and Variability						
% Contrast						
	Diameter of region					
Filename	10	13	17	22	28	37
p518s0_wb_ctac.img	23.43	31.41	53.89	77.77	53.94	61.69
% Variability						
	Diameter of region					
Filename	10	13	17	22	28	37
p518s0_wb_ctac.img	44.99	44.69	44.11	43.08	41.14	37.79

10.6 Análise de dados

Os scans de corpo devem ser reconstruídos de acordo com as recomendações do fabricante para o protocolo standard de corpo inteiro (por exemplo: dimensões do pixel, espessura de corte, aquisição, tamanho da matriz, algoritmo de reconstrução com o filtro apropriado). Todas as aquisições e parâmetros de reconstrução devem ser reportados.

Na análise de qualidade de imagem deve ser usada uma imagem reconstruída de um corte axial centrada nas esferas frias e quentes. Para determinar qual o corte mais apropriado deve ser selecionada a imagem axial na qual as esferas frias e quentes sejam visualizadas com maior contraste. A mesma imagem deve ser utilizada para todas as esferas.

Deve ser desenhado um ROI (do inglês “region of interest”) circular em cada esfera quente e fria com um diâmetro próximo do diâmetro da esfera medida. Devem ser desenhados igualmente ROIs com o mesmo tamanho no background do fantoma no corte centrado nas esferas. Devem ser desenhados doze ROIs com 37 mm de diâmetro por todo o background a uma distância de 15 mm do bordo do fantoma e superior a 15 mm de qualquer esfera.

Os ROIs das esferas pequenas (10, 13, 17, 22 and 28 mm) devem ser desenhados concentricamente a cada um dos ROIs da região do background (fundo) de 37 mm. O mesmo conjunto de ROIs do background devem ser desenhados nos cortes mais próximos de +2 cm, +1 cm, -1 cm e -2 cm em ambos os lados do corte central. Ao todo perfazem sessenta ROIs de background de cada tamanho, doze ROIs em cada um dos cinco cortes.

As contagens médias para cada ROI de background devem ser reportadas. A percentagem de contraste QH, j para cada esfera quente é calculada através de:

$$(10) \quad Q_{H,j} = 100 \frac{\left[\frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{B,j}} \right]}{\left[\frac{aH - aB}{aB} \right]}$$

Onde $Q_{H,j}$ é o número médio de contagens no ROI para a esfera j , $C_{B,j}$ é a média de contagens do ROI do background para a esfera j , a_H corresponde à concentração de radioatividade nas esferas quentes e a_B corresponde à concentração de radioatividade no background (fundo).

A percentagem do contraste $Q_{C,j}$ para cada esfera fria j é calculada como:

$$(11) \quad Q_{C,j} = \frac{100(C_{B,j} - C_{C,j})}{C_{B,j}}$$

Onde $C_{C,j}$ corresponde ao número médio de contagens no ROI para a esfera j e $C_{B,j}$ corresponde ao número médio do ROI do background para a esfera j .

A percentagem da variabilidade do background N_j para cada esfera j é calculada através de:

$$(12) \quad N_j = 100 \sqrt{\frac{1}{K-1} \sum_{K=1}^K (C_{B,j,K} - C_{B,j})^2}{C_{B,j}}$$

Onde K é igual ao número de ROIs do background. Se forem realizados scans em replicado, a média e o desvio da percentagem de contraste e da percentagem da variabilidade do background devem ser reportados.

10.7 Resultados esperados

- Crescimento da percentagem de contraste diretamente proporcional ao diâmetro das esferas quentes e esferas frias;
- A percentagem de variabilidade do background deverá ser aproximadamente constante com o aumento do diâmetro das esferas, não ultrapassando uma variação entre si de 10%.

10.8 Ação corretiva

Se estiverem presentes artefactos nas imagens reconstruídas, se a detetabilidade da lesão é fraca ou se o nível de tolerância é excedido, o controlo de qualidade diário deve ser reverificado e deve ser considerada uma recalibração do sistema. Se o problema persistir, o fabricante deve ser notificado e deve ser tomada uma ação corretiva.

10.9 Discussão de resultados

O contraste de uma imagem surge a partir das variações relativas de densidade de contagem entre as áreas adjacentes da imagem de um objeto. Vários fatores podem afetar o contraste de uma imagem, nomeadamente: densidade de contagens, a radiação dispersa, o tamanho da lesão e o movimento do paciente.

Para uma dada imagem, são necessários um número mínimo de contagens para um contraste de imagem razoável. Mesmo com uma resolução espacial adequada, a falta de contagens suficientes podem dar origem a um mau contraste devido ao aumento do ruído, tanto que as lesões podem passar despercebidas. Esta densidade de contagem num determinado tecido depende da dose administrada do radiofármaco, a captação pelo tecido, o comprimento do scan, e a eficiência de deteção do equipamento.

O contraste da imagem necessário para delinear uma lesão depende do seu tamanho em relação à resolução do sistema e do "background" envolvente. A menos que o tamanho mínimo de uma lesão seja maior do que a resolução do sistema, o contraste pode não ser suficiente para apreciar a lesão, mesmo com a maior densidade de contagem. O efeito do tamanho da lesão depende da atividade do "background" que a rodeia e se é uma lesão "fria" ou "quente". Uma lesão relativamente pequena "quente" é facilmente bem contrastada contra um fundo mais baixo, enquanto que uma lesão pequena "fria" pode ser perdida contra o tecido circundante.

Dado que a o fabricante não disponibiliza valores de referência para este teste, para uma melhor interpretação dos dados, apresentam-se de seguida duas tabelas comparativas (Tab. 13 e 14) entre os valores registados no teste e os de uma outra fonte, um documento publicado pela universidade Australiana de Cientistas e Engenheiros Físicos na Medicina no qual foram realizados os testes de aceitação NEMA-2001 num equipamento PET-CT Gemini GXL (equipamento igual ao que foi utilizado para a realização dos testes neste presente trabalho).

Tabela 13 Comparação de resultados da percentagem de contraste das esferas do teste com outro autor.

Diâmetro das esferas	10	13	17	22	28	37
% Contraste (teste)	23.43	31.41	53.89	77.77	53.94	61.69
% Contraste (Sathiakumar)³⁸	18.77	33.40	49.59	62.56	54.11	64.54

Tabela 14 Comparação de resultados da percentagem de variabilidade das esferas do teste com outro autor.

Diâmetro das esferas	10	13	17	22	28	37
% Variabilidade (teste)	44.99	44.69	44.11	43.08	41.14	37.79
% Variabilidade (Sathiakumar)³⁸	6.46	5.93	5.29	4.67	4.11	5.53

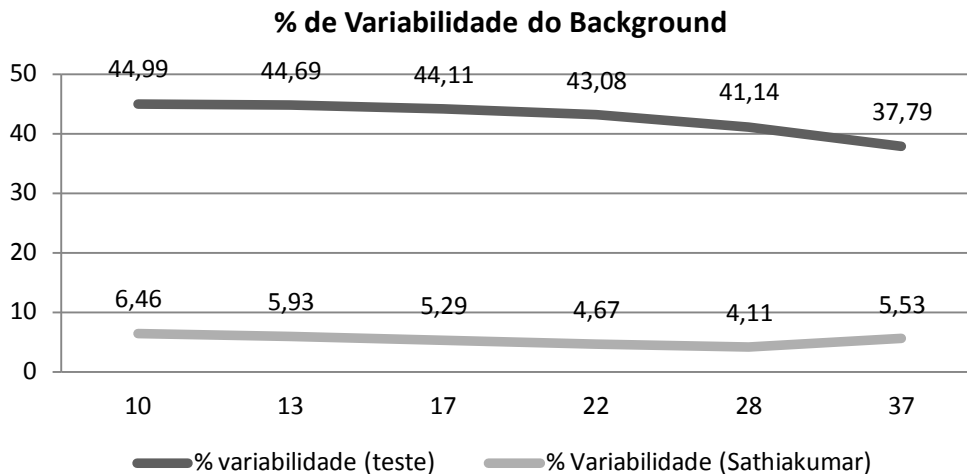


Figura 50 Representação gráfica da percentagem de variabilidade do background para cada esfera. Comparação do equipamento testado com o equipamento do autor Sathiakumar.

Como se pode verificar na tabela 13, à medida que o diâmetro das esferas vai crescendo, cresce também o seu contraste. Da esfera de 10cm até à esfera de 22cm, são preenchidas com a mesma atividade. Mas tal como é visível na imagem de um corte axial do fantoma (figura 48), quanto maior o diâmetro da esfera, maior o seu volume e portanto, melhor o seu contraste. Como contém maior quantidade de líquido, leva a que mais atividade seja detetada. Destas quatro esferas, a que tem maior diâmetro possui uma cor avermelhada, comparativamente com a de menor diâmetro que possui uma cor esverdeada. Assim, os valores aumentam de uma percentagem de 23.43% a 77.77% da esfera menor (10mm) à esfera maior (22mm). No entanto, para a esfera de diâmetro superior às últimas verifica-se uma quebra de percentagem de contraste já que esta é preenchida com água não radioativa. Tal como é visível no corte axial, as esferas sem atividade no seu interior que simulam lesões frias (28mm e 37mm) apresentam uma tonalidade de azul escuro, pouco contrastante comparativamente às esferas com atividade. Tal como referido acima, as esferas “frias” possuem um menor contraste com a área circundante. Por sua vez, verifica-se novamente um aumento da percentagem de contraste da esfera de 28mm (53.94%) para a esfera de 37mm (61.69%), uma vez que a esfera de maior diâmetro é mais visível e por isso melhor delimitada.

Comparando os valores registados com os valores fornecidos pelo autor do artigo Sathiakumar, verifica-se que embora os valores não coincidam, são bastante aproximados. Não se poderá afirmar que um equipamento apresenta melhor percentagem de contraste que o outro pois ambos se superam em esferas de diâmetro diferente. O equipamento testado possui valores de contraste superiores aos do equipamento australiano para as esferas de 10mm, 17mm e 22mm, enquanto que o equipamento australiano possui valores de contraste superiores para as esferas de 13mm, 28mm e 37mm.

Relativamente à percentagem de variabilidade dos resultados, apresenta-se uma representação gráfica da tabela 14 (figura 50) para uma melhor interpretação. Verifica-se que os valores são relativamente constantes em ambos os equipamentos. Enquanto a variação do equipamento testado oscila entre 37.79% e 44.99% (7.2% de variação), o equipamento australiano oscila entre 4.11% e 6.46% (2.35% de variação).

Uma vez que a variação do equipamento testado é de 7.2%, inferior ao limite máximo de 10%, pode-se concluir que os valores de variabilidade estão dentro das especificações e portanto são aceitáveis.

CAPÍTULO 11

Teste PET – Taxa de Fração dispersa, Contagens Perdidas e Acidentais

11.1 Objetivo do teste

O desempenho da taxa de contagens reflete a capacidade do tomógrafo medir fielmente as fontes de baixa e alta radioatividade. O mesmo desempenho é expresso pela taxa de contagem de ruído equivalente, NECR, do inglês noise equivalent count rate, em função da concentração da radioatividade.

O objetivo deste teste prende-se com a medição da NECR. Os seus valores do pico máximo a par com a concentração de radioatividade correspondente podem ser usados como guias de orientação para determinar a radioatividade ótima a administrar aos pacientes num contexto clínico específico. A NECR permite estimar a taxa de contagens do scanner tendo em consideração a contribuição de eventos verdadeiros e dispersos e aleatórios.

11.2 Frequência

Este teste deve ser realizado aquando da aceitação do equipamento pela primeira vez, incluído nos testes de aceitação e sempre que se suspeitar de uma alteração significativa na performance do sistema de deteção.

11.3 Material

- Fonte radioativa de ^{18}F entre 480 a 555MBq (13-15 mCi), que irá preencher uniformemente 700 ± 5 mm do tubo do fantoma;
- O fantoma usado para este teste é composto por tubo de plástico com diâmetro interno de 3.2 ± 0.2 mm e diâmetro externo de 4.8 ± 0.2 mm e por um cilindro plástico (polietileno, com densidade de 0.96 ± 0.01 g/cm com diâmetro de 203 ± 3 mm e 700 ± 5 mm de altura. O mesmo cilindro é atravessado de ponta a ponta por um orifício com 6.4 ± 0.2 mm de

diâmetro, que é paralelo ao eixo num deslocamento radial de 45 ± 1 mm para conter a fonte radioativa.

11.4 Procedimentos

- Medir cuidadosamente a radioatividade inicial usada para preencher a linha de fantoma, utilizando um calibrador de dose;
- Registrar a hora de medição;
- Marcar no tubo plástico de 80cm os 70cm que irão ser preenchidos com ^{18}F ;
- Preencher o tubo com atividade entre 13 a 15mCi sem permitir que fiquem bolhas de ar no seu interior. Sugere-se que seja utilizada uma seringa com uma agulha o mais comprida possível, que o tubo esteja ligeiramente esticado e que a introdução de líquido seja realizada sempre num ponto onde já exista líquido no seu interior para evitar espaços de ar dentro do tubo (Fig. 51);

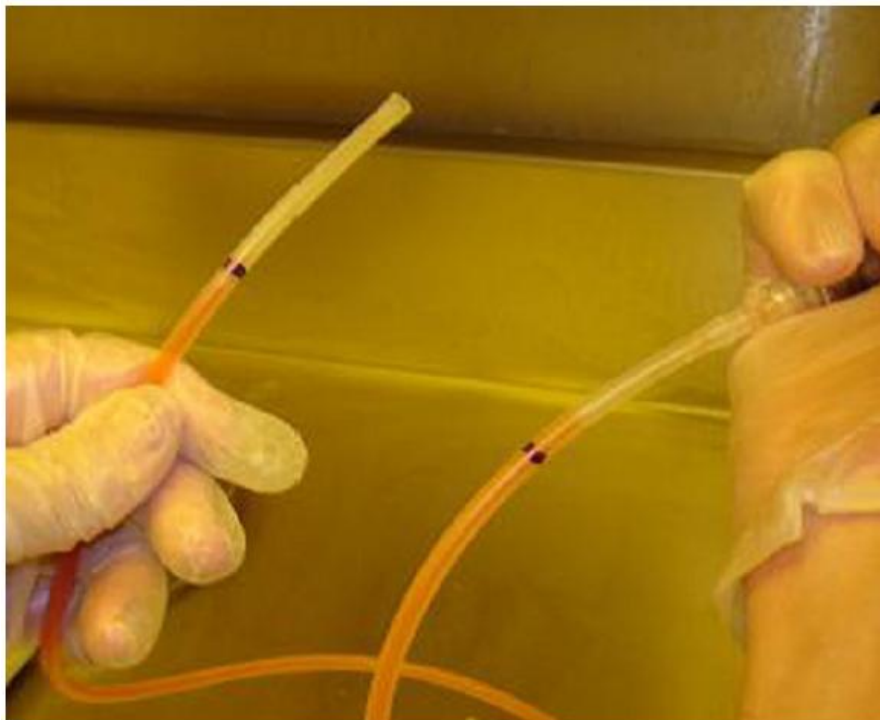


Figura 51 Tubo plástico com os 70cm marcado a caneta, preenchido com ^{18}F .

- Inserir a fonte de radioatividade no fantoma de dispersão, localizado na mesa do equipamento (Fig. 52);



Figura 52 Introdução do tubo preenchido com ^{18}F no fantoma.

- Posicionar o fantoma no centro da mesa, alinhado com os seus eixos longitudinal e transversal, utilizando os lasers da gantry para o efeito (Fig. 53);
- Colocar a linha laser que diz respeito à altura centrada a meia distância da altura do fantoma e colocar o fantoma no centro do FOV PET.



Figura 53 Centragem do fantoma com o auxílio das luzes laser do equipamento.

- Realizar aquisições em intervalos inferiores a metade da meia-vida do radionuclídeo, $t_{1/2}$.
- Idealmente, a aquisição deve ser a cada 15min ou menos, em torno da curva NEC.
- As aquisições devem ser realizadas até que os eventos perdidos verdadeiros sejam inferiores a 1%.
- A duração das aquisições individuais, T_{acq} , deve ser inferior a um quarto de $T_{1/2}$, de forma que cada aquisição não acumule mais do que 500 000 contagens.

11.5 Resultados

Finalizado o teste, o software disponibiliza um gráfico que representa o total de contagens por corte e uma tabela com os valores para a taxa de contagens dispersas, acidentais e taxa NEC. Estes valores serão utilizados no tratamento de dados para uma representação gráfica dos mesmos.

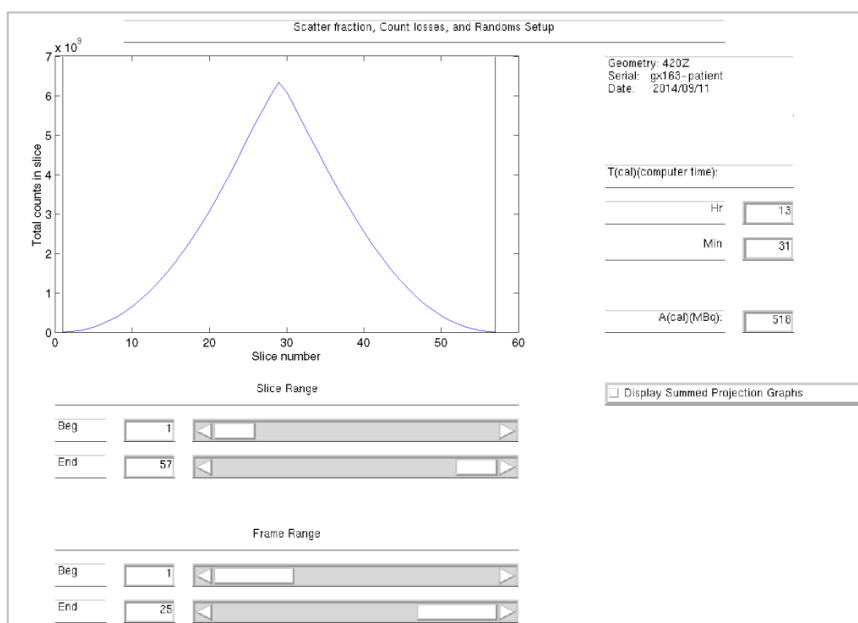


Figura 54 Resultados do teste de Contagens Perdidas e Acidentais – Total de contagens por corte.

Scatter fraction, Count losses, and Randoms Tabular Results									
Geometry: 420Z									
Serial: gxl63-patient									
Date: 2014/09/11									
Filename: //sun0/patient/p520/s0/p520s0_dyn_1_scn									
Scatter fraction Count losses and Randoms									
518.0,	MBq	initial activity							
22000,	mL	volume							
20.0,	mm	true radius							
120.0,	mm	clip radius							
1,		first frame							
25,		last frame							
1.0,		first slice							
57.0,		last slice							
13:31,		Total (hh:mm)							
35.228,	%	scatter fraction (uncorrected)							
35.204,	%	scatter fraction (decay corrected)							
206.301,	kcps	peak true count rate							
65.367,	kcps	peak noise equivalent count 1r rate							
47.095,	kcps	peak noise equivalent count 2r rate							
0.463,	uCi/mL	activity concentration at peak true rate							
0.316,	uCi/mL	activity concentration at peak NECR1r							
0.261,	uCi/mL	activity concentration at peak NECR2r							
17.119,	kBq/mL	activity concentration at peak true rate							
11.703,	kBq/mL	activity concentration at peak NECR1r							
9.675,	kBq/mL	activity concentration at peak NECR2r							
System performance, rates are kcps									
kBq/mL,	Rtot,	Rrandom,	Rdelay,	Rtrue,	Rscatter,	RscatDel,	Rnec1r,	Rnec2r,	sf
18.827,	728.964,	433.097,	0.000,	191.671,	104.197,	537.294,	50.779,	31.967,	73.706
17.119,	722.072,	403.607,	0.000,	206.301,	112.164,	515.770,	59.342,	38.198,	71.429
15.566,	653.851,	343.230,	0.000,	201.212,	109.409,	452.640,	62.291,	40.984,	69.227
14.154,	588.173,	289.508,	0.000,	193.464,	105.202,	394.709,	63.979,	43.013,	67.108
12.871,	529.372,	243.709,	0.000,	185.039,	100.624,	344.333,	64.992,	44.640,	65.046
11.703,	476.960,	204.944,	0.000,	176.195,	95.821,	300.765,	65.367,	45.851,	63.059
10.640,	430.191,	172.195,	0.000,	167.112,	90.885,	263.080,	65.164,	46.660,	61.154
9.675,	388.218,	144.425,	0.000,	157.911,	85.861,	230.307,	64.454,	47.095,	59.324
8.399,	333.879,	111.274,	0.000,	144.186,	78.419,	189.693,	62.451,	46.944,	56.815
6.947,	273.068,	77.824,	0.000,	126.463,	68.781,	145.605,	58.710,	45.776,	53.688
5.746,	223.772,	54.136,	0.000,	109.875,	59.760,	113.896,	54.057,	43.594,	50.898
4.752,	183.706,	37.502,	0.000,	94.698,	51.505,	89.008,	48.897,	40.659,	48.451
3.930,	151.116,	25.995,	0.000,	81.043,	44.079,	70.074,	43.524,	37.174,	46.371
3.251,	124.314,	17.823,	0.000,	68.975,	37.515,	55.338,	38.317,	33.540,	44.515
2.456,	93.318,	10.224,	0.000,	53.821,	29.273,	39.497,	31.072,	28.020,	42.325
1.681,	63.510,	4.745,	0.000,	38.063,	20.702,	25.448,	22.829,	21.250,	40.069
1.151,	43.268,	2.131,	0.000,	26.645,	14.492,	16.623,	16.420,	15.653,	38.418
0.787,	29.582,	0.961,	0.000,	18.538,	10.083,	11.044,	11.624,	11.260,	37.333
0.539,	20.218,	0.424,	0.000,	12.821,	6.973,	7.397,	8.135,	7.969,	36.586
0.369,	13.830,	0.174,	0.000,	8.846,	4.811,	4.985,	5.660,	5.591,	36.042
0.252,	9.458,	0.065,	0.000,	6.084,	3.309,	3.374,	3.916,	3.890,	35.672
0.173,	6.471,	0.022,	0.000,	4.177,	2.272,	2.294,	2.697,	2.688,	35.453
0.118,	4.428,	0.005,	0.000,	2.865,	1.558,	1.563,	1.854,	1.852,	35.305
0.081,	3.029,	-0.001,	0.000,	1.963,	1.068,	1.066,	1.273,	1.273,	35.199
0.055,	2.075,	-0.004,	0.000,	1.346,	0.732,	0.728,	0.874,	0.876,	35.107

Figura 55 Resultados do teste de Contagens Perdidas e Acidentais.

11.6 Análise de dados

- Para cada aquisição j , de um corte i , irão ser gerados para o FOV axial sinogramas rápidos e fortuitos. Não devem ser aplicadas correções nas variações de sensibilidade, movimento, eventos fortuitos, eventos de dispersão, tempo morto e atenuação no detector.
- Os sinogramas oblíquos são reformatados num sinograma único para cada corte, através de um armazenamento para cada corte.
- Para cada sinograma rápido de uma aquisição j , todos os pixels que distam do eixo central do fantoma mais de 12 cm, devem ser colocados a zero.

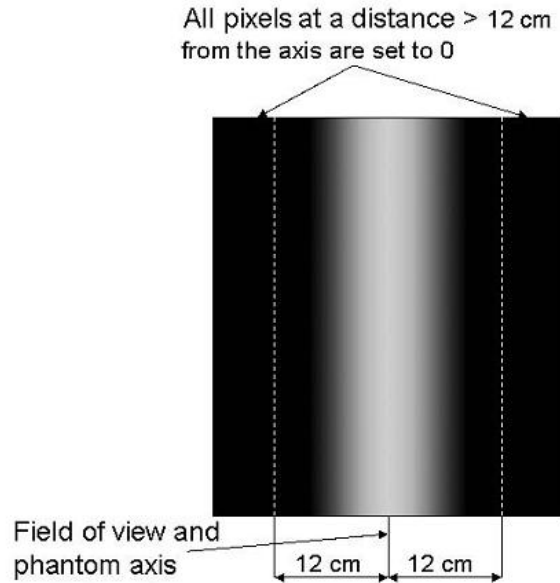


Figura 56 Exemplo esquemático de um perfil de soma de um sinograma e a definição do ROI.⁴

- Para cada ângulo de projeção, isto é, para cada linha do sinograma, deve ser determinado o valor de pixel máximo e a projeção deve ser deslocada para alinhar com o eixo central do sinograma. Posteriormente, é calculado um somatório da projeção, somando todas as linhas do sinograma.
- No perfil da soma da projeção, são obtidas as contagens perdidas $C_{P\ i,j}$ e acidentais $C_{A\ i,j}$, para cada aquisição j , de um corte i , a uma distância de ± 20 mm do pixel máximo.
- O número de contagens de eventos dispersos e acidentais, $CD+A_{i,j}$, é obtido como o somatório de todas as contagens fora da faixa de ± 20 mm e da área trapezoidal
- A contagem total de eventos $CTot, i, j$ é obtida através do somatório de todos os pixels do somatório da projeção.
- A radioatividade média $A_{ave, j}$ no fantoma para cada aquisição j é calculada como:

$$(13) \quad A_{ave,j} = \left(\frac{A_j}{\ln 2} \right) \left(\frac{T_{\frac{1}{2}}}{T_{acq,j}} \right) \left[1 - \exp \left(- \frac{\ln 2 T_{acq,a}}{T_{\frac{1}{2}}} \right) \right]$$

Onde A_j traduz a radioatividade no início da aquisição j , obtida da radioatividade medida no calibrador de radioatividade do radionuclídeo para o tempo T_{cal} dado por:

$$\circ \text{ (14) } A_j = A_{cal} \exp \left[- \ln 2 \left(\frac{T_{cal} - T_j}{T_{\frac{1}{2}}} \right) \right]$$

Sendo $T_{acq,j}$ a duração da aquisição j .

- Para cada evento fortuito do sinograma i , da aquisição j , colocar a zero todos os pixéis localizados a mais de 12 cm do centro do fantoma.
- Encontrar o número de contagens fortuitas no sinograma i , de aquisição j , $C_{r,i,j}$, somando as contagens remanescentes.
- Calcular a fração dispersa $FD_{i,j}$ para cada corte i e aquisição j através da expressão:

$$\circ \text{ (15) } SF_{i,j} = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_j C_{Tot,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}}$$

- Posteriormente, calcular a fração dispersa do sistema:

$$\circ \text{ (16) } SF_j = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{Tot,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}}$$

- A taxa NECR é calculada da seguinte forma:

- Primeiro, a taxa total de eventos $R_{Tot,i,j}$ para cada corte i , é calculado através da fórmula:

$$\text{(17) } R_{Tot,i,j} = \frac{C_{Tot,i,j}}{T_{acq,j}}$$

- Depois, para cada corte i , a taxa de eventos verdadeiros $R_{t,i,j}$, a taxa de eventos fortuitos $R_{r,i,j}$, e a taxa de eventos dispersos $R_{s,i,j}$ são calculados respetivamente:

$$\text{(18) } R_{t,i,j} = \frac{C_{Tot,i,j} - C_{r+s,i,j}}{T_{acq,j}}$$

$$\text{(19) } R_{r,i,j} = \frac{C_{r,t,j}}{T_{acq,j}}$$

$$\text{(20) } R_{s,i,j} = \frac{C_{r+s,i,j} - C_{r,i,j}}{T_{acq,j}}$$

Onde $T_{acq,j}$ corresponde à duração do sistema j .

- A taxa NECR para cada corte i , de aquisição j é calculada pela fórmula:

$$(21) \quad R_{NECR,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{Tot,i,j} + kR_{r,i,j}}$$

Onde o fator k é colocado a zero para equipamentos que não realizam a subtração dos eventos fortuitos direta, e 1 para equipamentos que utilizam a subtração direta dos eventos fortuitos, para ter em conta que a estimativa dos eventos fortuitos possui ruído.

- A taxa NECR do sistema, $R_{NEC,j}$, é calculada através do somatório de $R_{NEC,i,j}$ sobre todos os cortes.

11.7 Resultados esperados

- Os valores calculados da fração dispersa, pico NECR e a concentração de radioatividade para o pico NECR devem atender ou exceder as especificações do vendedor.

Tabela 15 Valores esperados pela Philips para a taxa de fração dispersa, para o pico de taxa de contagens verdadeiras e pico de taxa NEC.

Taxa de Fração Dispersa	Pico da taxa de contagens verdadeiras	Pico de taxa NECR
35.0	203kcps	70.0kBq/cc

- O usuário deve estabelecer valores de referência, de tolerância e níveis de ação. Um critério de tolerância apropriado pode ser:

$$\circ \quad SF_{observado} > 1.05 SF_{esperado}$$

11.8 Ação corretiva

Se o critério de tolerância não for de encontro deste teste, deve ser verificado se a fonte está bem montada e se todos os procedimentos foram devidamente seguidos. Se a causa não for identificada o fabricante deve ser notificado e requerida uma ação corretiva antes da realização de mais testes.

11.9 Discussão de resultados

As coincidências detetadas compreendem coincidências verdadeiras, que carregam a informação da imagem, perdidas, acidentais e de dispersão. Quando são realizadas correções de dispersão e de coincidências acidentais, estas introduzem ruído na imagem. O ruído de imagem é a variação aleatória na contagem de pixels ao longo da imagem. Este é caracterizado pelo parâmetro NECR que, tal como é descrito na análise de dados, se revela em função das coincidências verdadeiras, acidentais (ou fortuitas) e de dispersão. Um maior valor de NECR corresponde a menos ruído na imagem e, portanto, potencialmente melhor qualidade de imagem.

O equipamento testado Gemini GXL tem a opção de adquirir dados acidentais (randoms) com uma janela de atraso (“delay window”), em modo definido como “on” ou “off”. Durante o modo “off” na janela de atraso, pode ser estimado um perfil de sinograma NECR. Um NECR com uma correção de coincidências acidentais mais “suave” é referido como NECR (1R) enquanto que aquele obtido com subtração das coincidências acidentais medidas é referido como NECR (2R).

Para este teste, a fonte de relativamente alta atividade foi colocada no fantoma e deixada a decair por várias semi-vidas por um período de 16 horas. Este período de tempo é suficientemente longo para que a taxa de contagens acidentais se torne inferior a 1% da taxa de contagem dos eventos verdadeiros. Os dados foram processados para gerar curvas de taxas de contagens verdadeiras, acidentais, de dispersão e NECR (1R e 2R) em função da concentração da actividade no fantoma. No início, para altos níveis de atividade o rácio entre os eventos acidentais e verdadeiros é alto. No entanto, à medida que a atividade decai este rácio aproxima-se de zero. Nesta concentração de atividade, a taxa de coincidências é efetivamente livre de eventos acidentais e do tempo-morto. Para níveis de atividade baixos, a eficiência do sistema melhora no processamento de eventos uma vez que o tempo-morto é menor e portanto é também menor o número de contagens perdidas.

Com os valores fornecidos pelo software na figura 56 elaborou-se a tabela 16.

Tabela 16 Resultados do teste de contagens Perdidas e acidentais.

kBq/mL	Taxa Total de Contagens	Taxa Contagens Acidentais	Atraso	Taxa de Contagens Verdadeiras	Taxa de Contagens dispersas	Taxa contagens dispersas c/ atraso	Taxa NEC 1r	Taxa NEC 2r	sf
18,827	728,964	433,097	0	191,671	104,197	537,294	50,779	31,967,	73,706
17,119	722,072	403,607	0	206,301	112,164	515,770	59,342	38,198,	71,429
15,566	653,851	343,230	0	201,212	109,409	452,640	62,291	40,984,	69,227
14,154	588,173	289,508	0	193,464	105,202	394,709,	63,979	43,013,	67,108
12,871	529,372	243,709	0	185,039	100,624	344,333	64,992	44,640	65,046
11,703	476,960	204,944	0	176,195	95,821	300,765	65,367	45,851	63,059
10,640	430,191	172,195	0	167,112	90,885	263,080	65,164	46,660	61,154
9,675	388,218	144,425	0	157,911	85,881	230,307,	64,454	47,095	59,324
8,399	333,879	111,274	0	144,186	78,419	189,693	62,451	46,944	56,815
6,947	273,068	77,824	0	126,463	68,781	146,605	58,710	45,776	53,688
5,746	223,772	54,136	0	109,875	59,760	113,896	54,057	43,594	50,898
4,752	183,706	37,502	0	94,698	51,505	89,008,	48,897	40,659	48,451
3,930	151,116	25,995	0	81,043	44,079	70,074	43,524	37,174	46,371
3,251	124,314	17,823	0	68,975	37,515	55,338,	38,317	33,540	44,515
2,456	93,318	10,224	0	53,821	29,273	39,497	31,072	28,020	42,325
1,681	63,510	4,745	0	38,063	20,702	25,448	22,829	21,250	40,069
1,151	43,268	2,131	0	26,645	14,492	16,623	16,420	15,653	38,418
0,787	29,582	0,961	0	18,538	10,083	11,044	11,624	11,260	37,333
0,539	20,218	0,424	0	12,821	6,973	7,397	8,135	7,969	36,586
0,369	13,830	0,174	0	8,846	4,811	4,985	5,660	5,591	36,042
0,252	9,458	0,065	0	6,084	3,309	3,374	3,916	3,890	35,672
0,173	6,471	0,022	0	4,177	2,272	2,294	2,697	2,688	35,453
0,118	4,428	0,005	0	2,865	1,558	1,563	1,854	1,852	35,305
0,081	3,029	-0,001	0	1,963	1,068	1,066	1,273	1,273	35,199
0,055	2,075	-0,004	0	1,346	0,732	0,728	0,874	0,876	35,107

Através desta tabela 16, com o auxílio do programa Microsoft Excel, produziu-se o seguinte gráfico:

Taxa de contagens vs Concentração da Atividade

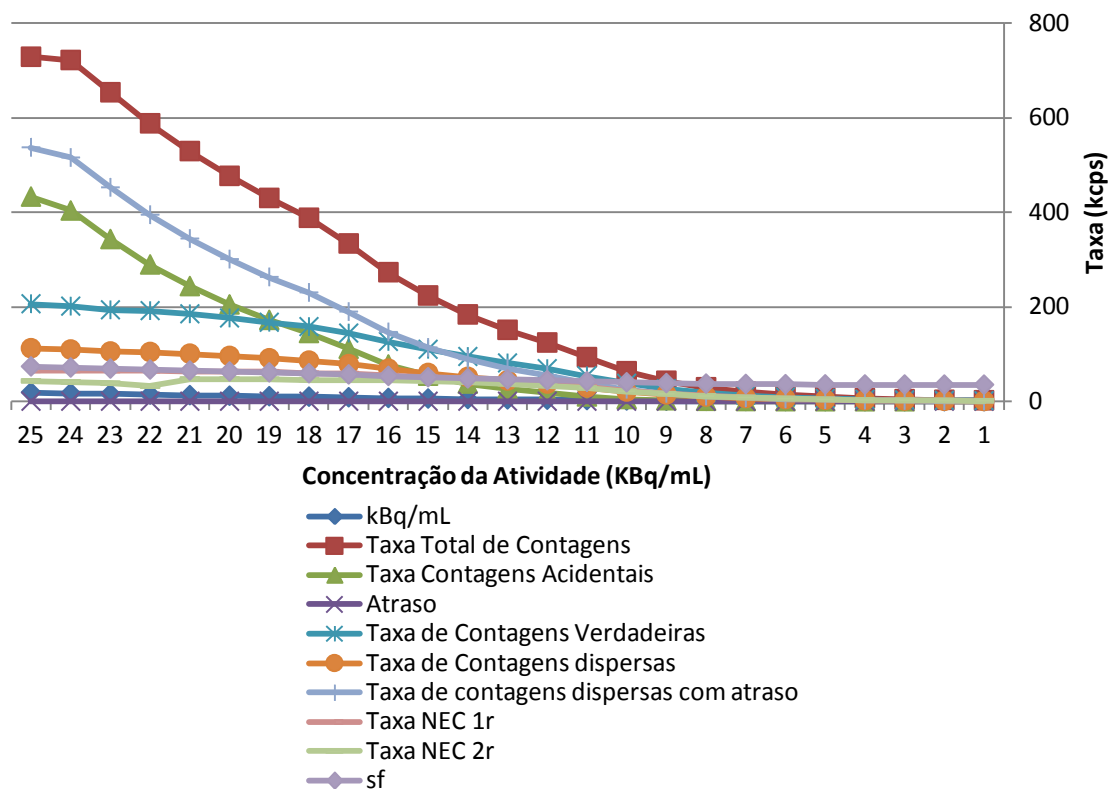


Figura 57 Gráfico representativo da taxa de contagens em função da concentração da atividade

Como se pode visualizar na figura 57 a taxa total de contagens decresce naturalmente à medida que a concentração da atividade vai diminuindo através do decaimento. Os picos de cada taxa, com carácter de avaliação, encontram-se destacados na figura 56. Para efeitos de comparação dos valores obtidos com os valores esperados propostos pela marca Philips, segue-se a tabela 17.

Tabela 17 Comparação dos valores obtidos no teste de Contagens Perdidas e Acidentais com os valores recomendados pela marca Philips.

	Taxa de Fração Dispersa	Pico da taxa de contagens verdadeiras	Pico de taxa NEC
(teste)	35.204 %	206.301 kcps	65.367 kBq/cc
(Philips)	35.0 %	203 kcps	70.0 kBq/cc

De acordo com a tabela verifica-se que os valores da taxa de fração dispersa e pico de taxa de contagens verdadeiras são superiores aos valores recomendados pelo fabricante, o que indica uma aprovação ao teste. No caso da taxa NECR, o valor é inferior ao da Philips. Apesar do valor não seguir a condição $SF_{\text{observado}} > 1.05 SF_{\text{esperado}}$, ainda assim está contido a uma margem de erro de 10%. Assim, conclui-se que os resultados são aceitáveis e o equipamento é aprovado para este teste.

CAPÍTULO 12

Teste TC – Catphan 600

O Catphan® 600 é um fantoma desenvolvido para avaliar o potencial máximo de desempenho de equipamentos de tomografia computadorizada multi-corte. Este é constituído por cinco módulos: CTP404, CTP591, CTP528, CTP515, CTP486. Com o Catphan® 600 é possível realizar testes de geometria de corte, alta resolução, alinhamento da mesa, sensibilidade de baixo contraste, uniformidade espacial, sensitometria, resolução de sinal-ruído, o tamanho do pixel, MTF (do inglês “modulation transfer function”) e PSF (do inglês “point spread function”) (Fig 55). Todos os módulos de teste estão organizados em intervalos pré-determinados. Realizado o alinhamento do primeiro módulo com o auxílio das luzes laser sobre as marcas no fantoma, torna-se fácil e rápido verificar todos os pontos ininterruptamente, sendo desnecessário reposicionar o fantoma para cada um dos módulos (Fig 56).⁴³

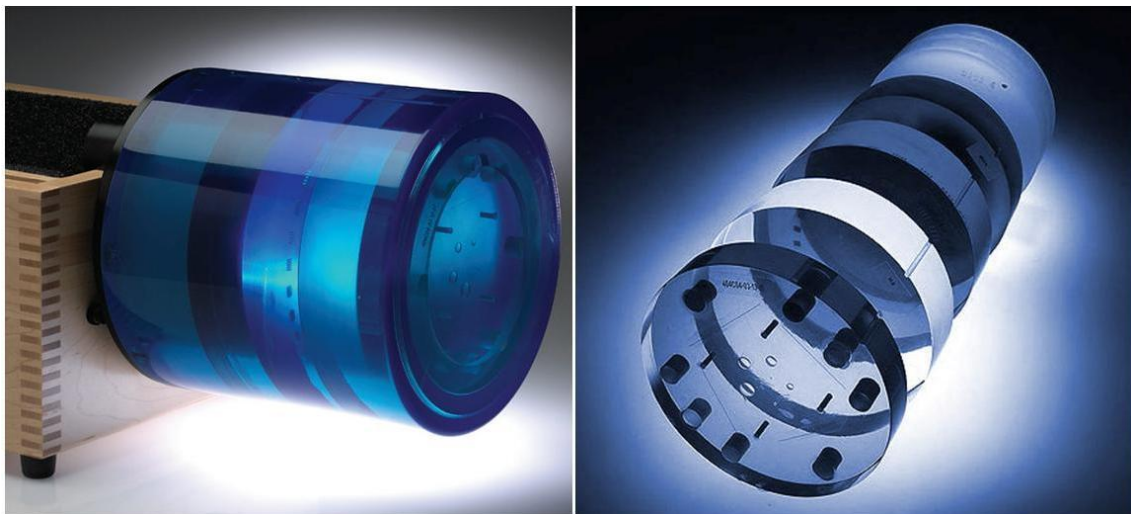


Figura 58 Fantoma Catphan 600. À esquerda posicionado no suporte, à direita fracionado nos cinco módulos que o compõem.⁴³

Os módulos do Catphan® 600 estão localizados com a máxima precisão. As suas localizações encontram-se representadas na tabela 15:

Tabela 18 Descrição dos módulos com respetiva localização no fantoma em mm.

Módulo	Distância em relação ao módulo 1
CTP404	--
CTP591 – Geometria	32.5mm
CTP528 – 21 linhas par de alta resolução	70mm
CTP528 – Fonte pontual	80mm
CTP515 – baixo contraste	110mm
CTP486 – uniformidade de imagem sólida	150mm

Catphan® 600

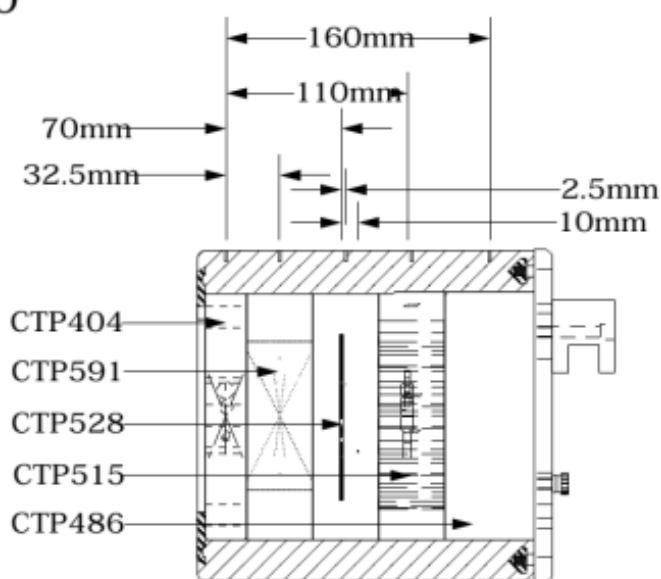


Figura 59 Representação esquemática dos cinco módulos do Catphan® 600.⁴⁴

O fantoma deve ser posicionado em cima da mesa de TC, ainda dentro da caixa, com as dobradiças da mesma no lado oposto à gantry, sem as almofadas ou acolchoamento da mesa para facilitar a sua correta posição. Seguidamente, a caixa do fantoma deve ser aberta para trás a 180º, de forma a equilibrar e, se necessário, colocar um contrapeso. O fantoma deve ser retirado da caixa e pendurado na mesma, virado para a gantry. É importante assegurar de que a caixa está estabilizada com o peso do fantoma, que o contrapeso é adequado para evitar que este se incline ou

tombe e que o fantoma está devidamente nivelado (Fig 57). Por fim, movimentar a mesa de forma a alinha o fantoma com o auxílio das luzes laser nos pontos laterais e superiores do fantoma próprios para o efeito. Este posicionamento baseado num suporte permite que sejam eliminados os artefactos da mesa onde fica o paciente, o que torna a localização universal e o scan mais rápido (Fig. 58).



Figura 60 Posicionamento do fantoma. À direita nivelamento do fantoma.



Figura 61 Centragem e alinhamento do fantoma com o auxílio das luzes laser.

12.1 Módulo CTP404

A figura seguinte representa um corte axial do módulo CTP404.

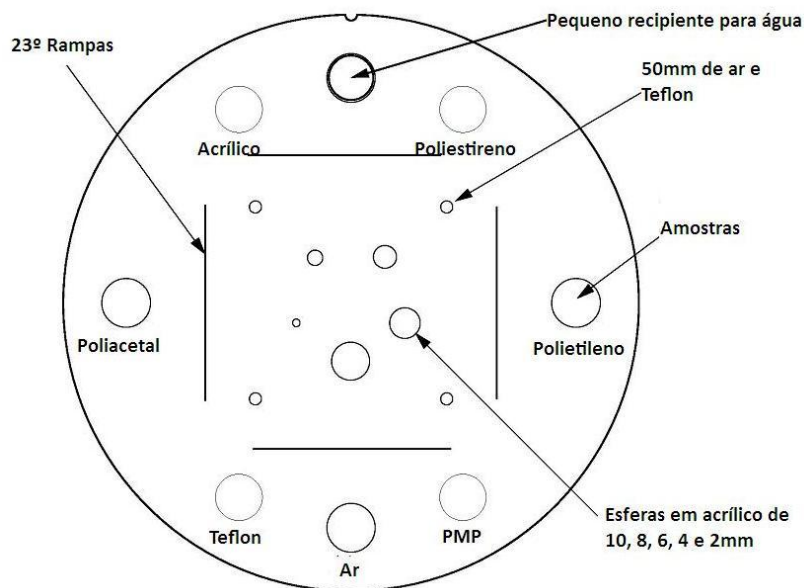


Figura 62 Módulo CTP404 do fantoma Catphan 600. (Adaptado de ⁴⁴)

12.1.1 Verificação da posição e alinhamento do fantoma

Ao avaliar a imagem TC no módulo CTP404 é possível verificar o alinhamento do fantoma e a posição do mesmo. Este módulo possui quatro rampas de fios metálicos que se erguem desde a base até ao topo do módulo perfazendo um ângulo de 23°. Os esquemas que se seguem indicam como se alteram as imagens das rampas se o centro do scan estiver acima ou abaixo do centro do eixo do Z deste módulo (Fig 60 e 61).

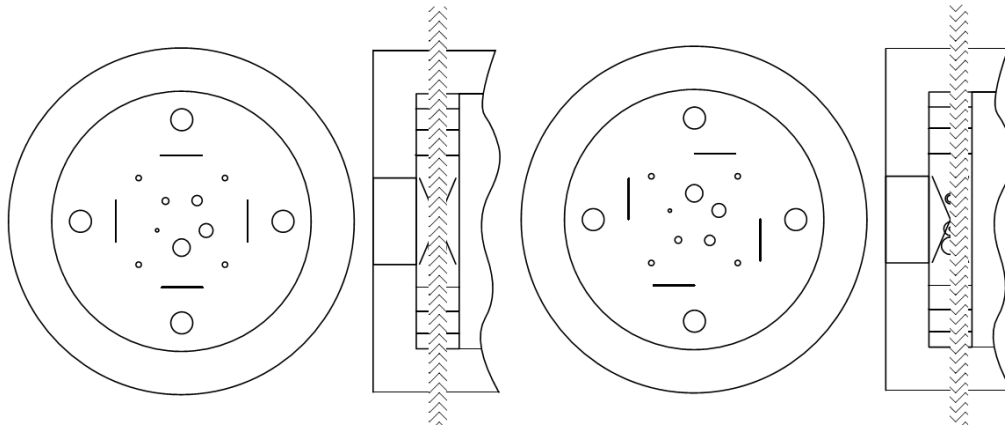


Figura 63 À esquerda, representação esquemática de um alinhamento correto. A simetria no eixo X e Y das rampas indicam um alinhamento do fantoma. À direita, as linhas que representam as rampas surgem rodadas no sentido dos ponteiros de relógio o que indica que o fantoma está demasiado para o interior da gantry.⁴⁴

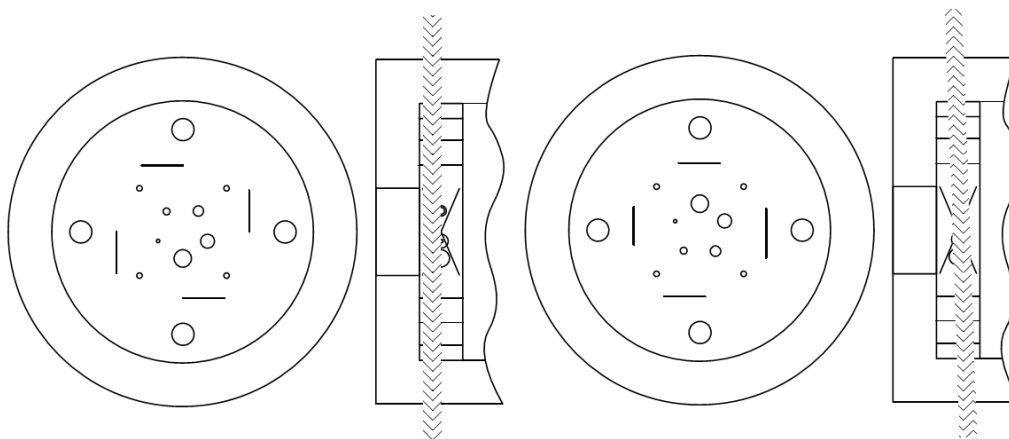


Figura 64 À esquerda, as rampas rodadas no sentido contrário aos ponteiros de relógio indicam que o fantoma necessita de ser movimentado em direção à gantry. À direita, a imagem das rampas não simétricas entre si indica um mau alinhamento no eixo Z.⁴⁴

12.1.2 Espessura de Corte

O presente módulo possui dois pares de rampas a 23°: um par é orientado paralelo ao eixo X, o outro par para o eixo Y. Estas rampas são utilizadas para estimar a espessura de corte e erros de desalinhamento tal como explicitado acima. A angulação de 23° permite melhorar a precisão de medição através da ampliação trigonométrica de 2.38 no plano de imagem X-Y.

A largura das rampas depende dos parâmetros de contraste e brilho. Desta forma, para avaliar a espessura de corte (mm), é necessário medir a largura total a meia altura – FWHM de qualquer uma das quatro rampas e multiplicar pela tangente de 23°:

$$(22) \quad (Zmm) = FWHM \times 0.42$$

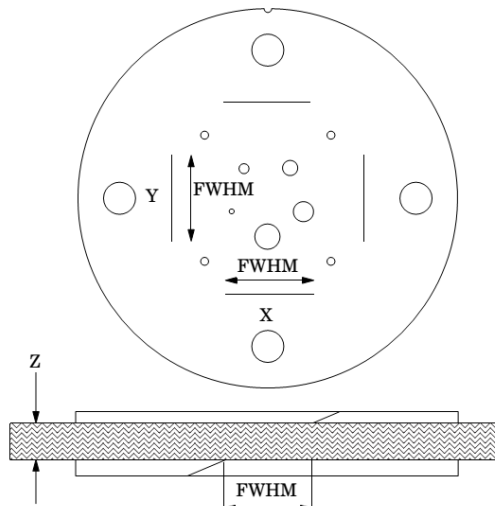


Figura 65 Determinação de Espessura de corte e FWHM no módulo CTP404.

Para achar o FWHM da rampa na imagem é necessário determinar os valores do número de TC para o pico da rampa e para o ambiente de fundo (do inglês “background”).

12.1.3 Linearidade dos números de TC

O módulo CTP404 possui amostras de materiais plásticos como polimetilpentano (PMP), poliestireno, polietileno de baixa densidade (LDPE), poliacetal e acrílico, e ainda o ar. O fantoma Catphan® 600 é também equipado com um pequeno recipiente que pode ser preenchido com água e inserido no orifício do módulo CTP404. Estas amostras variam aproximadamente entre +1000 HU e -1000 HU. Os materiais encontram-se destacados na tabela 16.

A monitorização ao longo do tempo dos valores de referência em sensitometria pode fornecer informação valiosa, indicando alterações na performance do equipamento.

Tabela 19 Especificidades de cada material⁴⁴

Material	Fórmula	Peso específico	Densidade eletrónica (10^{23} e/g)	Nº de TC (UH aproximado)
Ar	.78N, .21O, .01Ar	0.00	3.002	-1000
PMP	[C ₆ H ₁₂ (CH ₂)]	0.83	3.435	-200
Polietileno	[C ₂ H ₄]	0.92	3.435	-100
Água	[H ₂ O]	1.00	3.343	0
Poliestireno	[C ₈ H ₈]	1.03	3.238	-50
Acrílico	[C ₅ H ₈ O ₂]	1.18	3.248	120
Poliacetal	patenteado	1.42	3.209	360
Teflon	[CF ₂]	2.16	2.890	1000

12.1.4 Simetria circular do sistema

A secção circular do fantoma, é utilizada para testar a simetria circular do sistema na imagem TC, no qual se inclui a calibração do monitor do sistema TC. Se a imagem produzida é elíptica, o balanço x -y da imagem deverá ser ajustado.

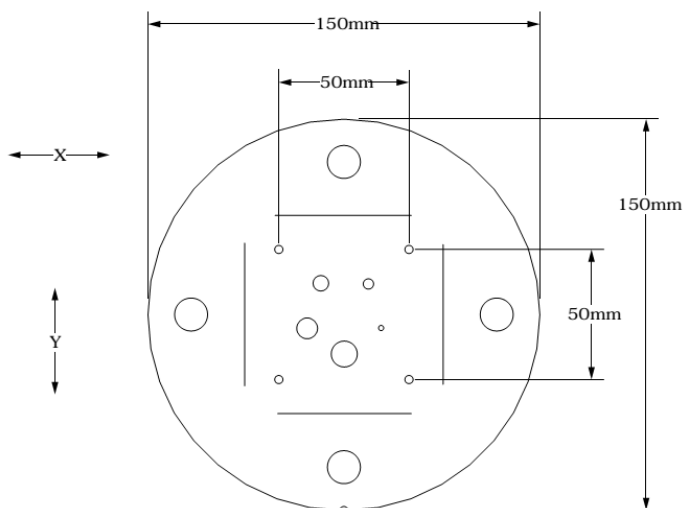


Figura 66 Medição da linearidade espacial no eixo do X e Y.

12.1.5 Verificação da linearidade especial do tamanho do pixel

Esta secção possui quatro orifícios de diâmetro 3mm, posicionados a 50mm do centro. Medindo a distância de cada um entre si, permite verificar-se a linearidade do scan de TC. Uma outra utilização será contar o número de pixéis entre o centro dos

orifícios, e sabendo a distância (50mm) e o número de pixels, é possível verificar o tamanho do pixel.

12.1.6 Esferas acrílicas

As esferas de acrílico de 10, 8, 6, 4, 2 mm são utilizadas para avaliar do equipamento TC para representar esferas de volume médio.

12.1.7 Resultados

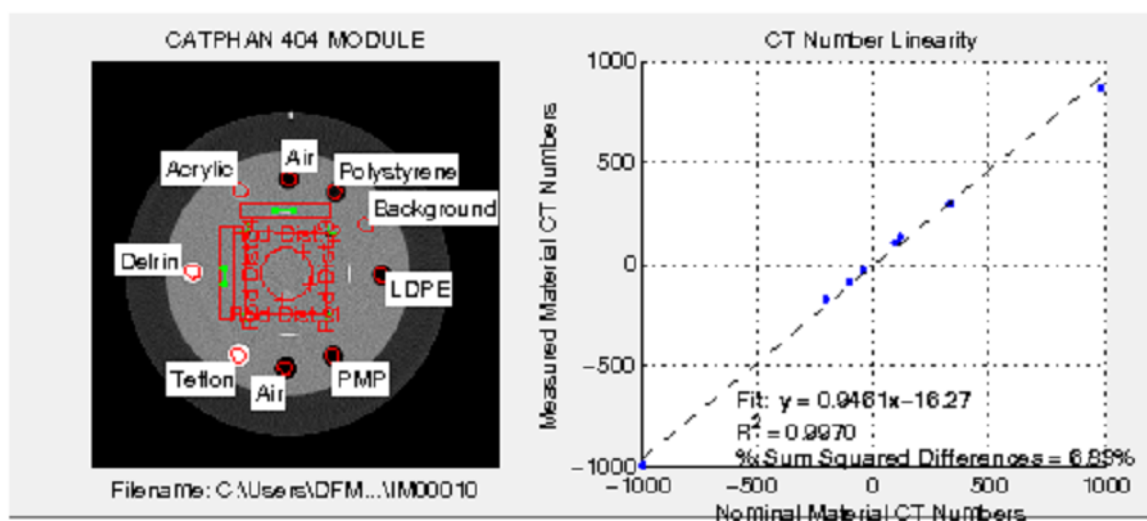


Figura 67 Resultados do teste realizado ao módulo CTP404.

Tabela 20 Resultados para módulo CTP404 – valores de material de CT.

Material	Média (UH)	Desvio padrão (UH)	Valor teórico (UH)	Min. (UH)	Máx. (UH)	Aprovado ou reprovado
Ar	-992.4670	5.8776	-1000	-1030	-970	Aprov.
Poliestireno	-29.2893	7.2712	-35	-45	-25	Aprov.
Background	-29.2893	7.2712	-35	-45	-25	Aprov.
Polietileno	-87.7513	6.6259	-100	-110	-90	Reprov.
PMP	-176.6751	6.9939	-200	-220	-180	Reprov.
Teflon	865.8071	7.1723	990	890	1090	Reprov.
Delrin	292.0863	6.9640	340	305	375	Reprov.
Acrílico	129.4772	7.2602	120	108	132	Aprov.

Tabela 21 Resultados para módulo CTP404 – espessura de corte

Orientação	Espessura de corte (mm) (máximo desvio: 0.5)
Horizontal	4.40 (Aprovado)
Vertical	4.13 (Aprovado)

Tabela 22 Resultados para módulo CTP404 – Visibilidade de baixo contraste

Visibilidade de baixo contraste	Máximo especificado	Aprovado ou reprovado
0.78	1.50	(Aprovado)

Tabela 23 Resultados para módulo CTP404 – esferas de baixo contraste

Número de esferas de baixo contraste detetadas
3

Tabela 24 Resultados para módulo CTP404 – Linearidade do número de TC

Declive	0.9461
Interceção	-16.27
Coefficiente de correlação (R ²)	0.9970
Diferença de soma esquadrada (%)	6.83%

12.1.8 Discussão de Resultados

Tal como descrito no subcapítulo 2.7.1, a linearidade de sistema define o modo como são respeitadas na imagem as variações no valor dos coeficientes de atenuação do objeto, expresso em UH. Esta característica (linearidade) é essencial para a correta avaliação de uma imagem de TC, pois estabelece a constância da escala de contraste ao longo de uma vasta gama de números TC de interesse clínico. Os diferentes tipos de materiais presentes neste módulo possuem valores de UH teóricos que irão ser comparados com os valores obtidos no teste. Mediante o seu resultado esteja contido

no limite mínimo e máximo aceitável receberá a condição de “aprovado” ou “reprovado” pelo sistema.

O software do equipamento automaticamente disponibiliza um relatório dos resultados com respetiva aprovação ou reprovação. Para uma melhor perceção, os resultados aprovados encontram-se sinalizados a verde e os reprovados a vermelho.

Como se pode verificar na tabela 17, relativamente aos valores de números de TC para os diferentes materiais, apresentam-se todos aprovados com a excepção do Polietileno, PMP, Teflon e Delrin. Para uma melhor compreensão da reprovação dos mesmos apresenta-se a tabela 25. Esta demonstra a diferença entre os resultados médios de UH dos materiais reprovados e os respetivos limites mínimos e máximos pelos quais seria necessário atingir para ser aprovado (Δ do intervalo aceitação). Apresentam-se ainda as percentagens dos respetivos valores de diferença obtidos através da divisão dos mesmos pelo valor teórico.

Tabela 25 Diferença entre os valores de UH dos materiais reprovados e o intervalo de aceitação.

Material	Média (UH)	Valor teórico (UH)	Min. (UH)	Máx. (UH)	Δ (intervalo aceitação)	% (Δ)
Polietileno	-87.7513	-100	-110	-90	2,2487	2,249%
PMP	-176.6751	-200	-220	-180	3,3249	1,662%
Teflon	865.8071	990	890	1090	24,1929	2,444%
Delrin	292.0863	340	305	375	12,9137	3,798%

Observando a tabela 22 é possível concluir que os materiais reprovados ficaram muito próximos de atingir o intervalo de aceitação, pelo que o valor de percentagem máximo de diferença – o Delrin – traduz-se apenas em 3.798%. Dado que a componente TC deste equipamento não apresenta utilidade de diagnóstico mas sim apenas para fusão de imagens e identificação anatómica, e ainda que a percentagem de diferença é relativamente pequena, pode-se afirmar que estes valores não constituem uma reprovação grave e que portanto são minimamente aceitáveis.

12.2 Módulo CTP591

A figura seguinte representa um corte axial do módulo CTP591.

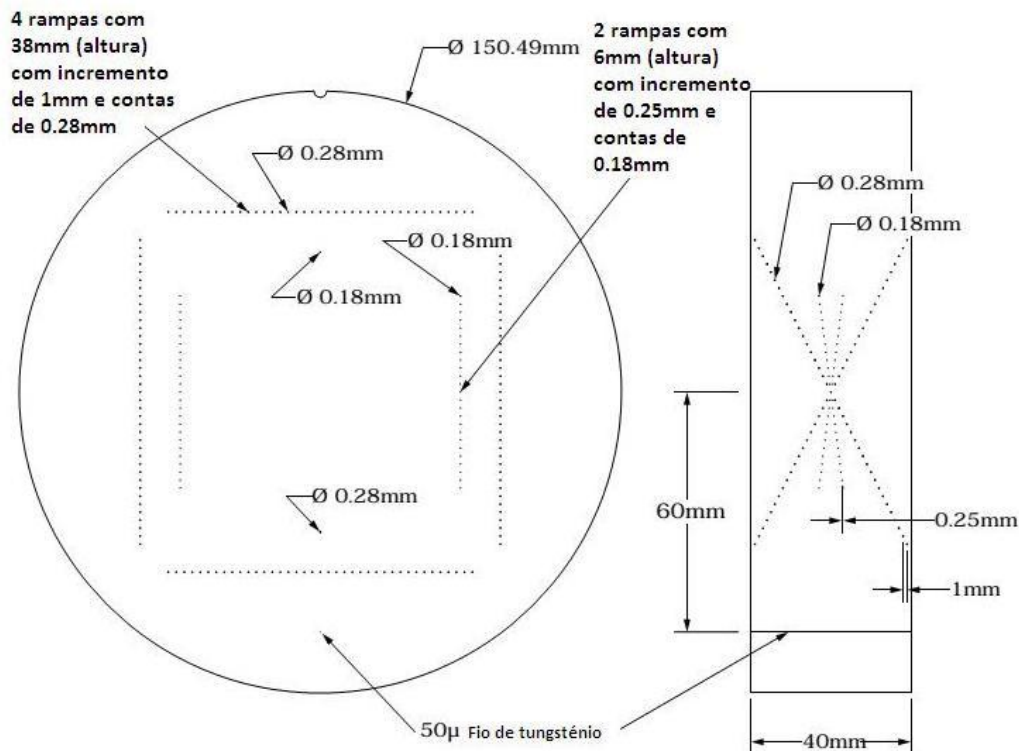


Figura 68 Módulo CTP591 do fantoma Catphan 600. (Adaptado de ⁴⁴)

O módulo CTP591 representa a avaliação de Geometria. O mesmo possui três pares de rampas opostas entre si e duas “gotas” (contas) individuais. Dois pares de rampas contêm “gotas” de 0.28mm de diâmetro, espaçadas a 1mm do centro na direção do eixo Z. O outro par de rampas contém “gotas” com 0.18mm de diâmetro, espaçadas 0.25mm do centro na direção do eixo Z. As duas “gotas” individuais possuem 0.28mm e 0.18mm de diâmetro, respectivamente. A 6cm do centro do módulo está presente também um fio de tungstênio com 50µ de diâmetro.

O fio e as “gotas” produzem uma propagação do ponto (do inglês “point spread”) que pode ser usado para calcular o MTF.

As figuras seguintes demonstram como são utilizadas as rampas. Note-se que à medida que a espessura de corte aumenta, o pico de valor de TC para as “gotas” diminui. Isto acontece porque à medida que a espessura de corte aumenta, o efeito

das “gotas” no número de TC do voxel diminui, derivado no nivelamento do volume. Assumindo que a espessura de corte está correta, o sinal do pico em relação ao fundo (background) num corte de 1mm deve ser o dobro do sinal do pico em relação ao fundo (background) num corte de 2mm.

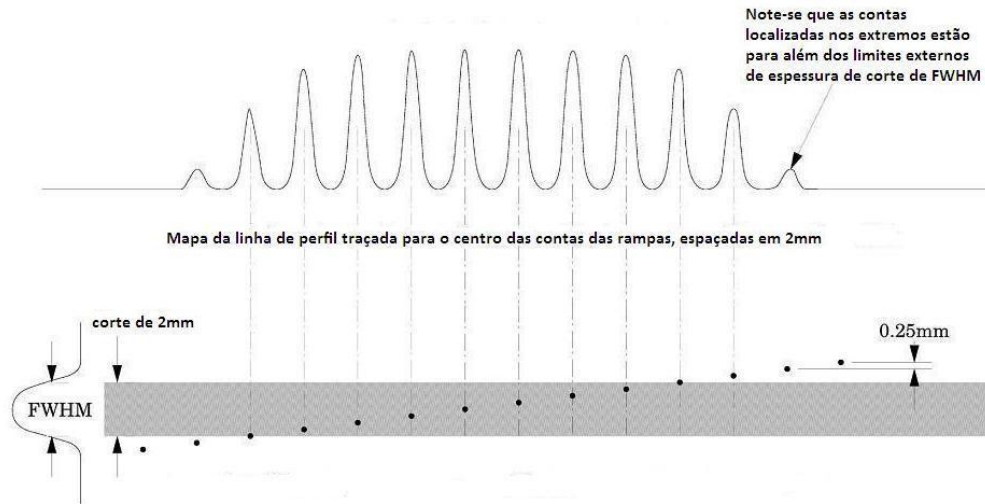


Figura 69 Vista lateral de um segmento de rampa de 2mm e respetivas “gotas” (contas).

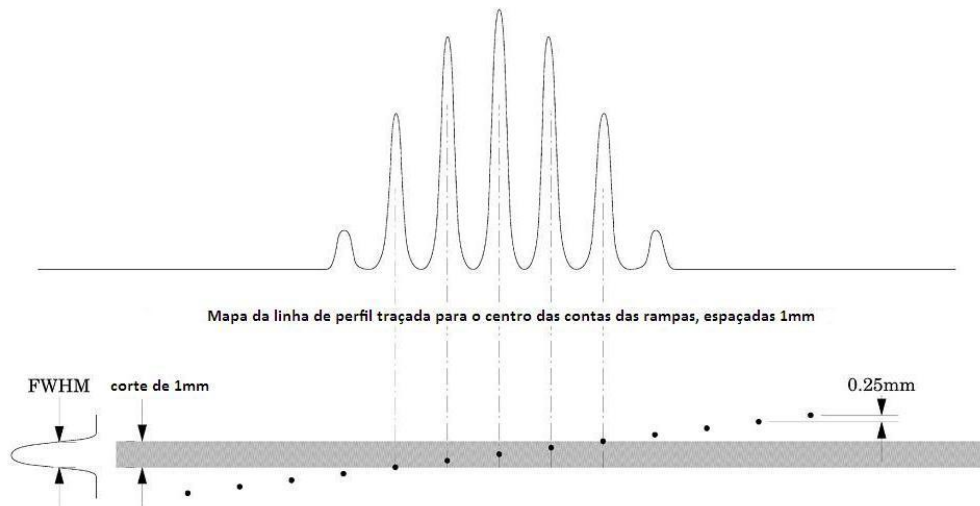


Figura 70 Vista lateral de um segmento de rampa de 1mm e respetivas “gotas” (contas).

Quando se utiliza um perfil da linha através das “gotas”, irão existir picos na localização de cada gota, estando estas separadas 0.24mm entre si. Deste modo, por exemplo, para um corte de 1.0mm de espessura, mede-se cerca de quatro espaços entre as “gotas” na largura total a meia altura (FWHM). Multiplicando os quatro

espaçamentos das “gotas” pelo incremento 0.25mm do eixo Y dá origem a 1mm de largura de corte.

12.2.1 Resultados

O software do equipamento testado não permite a apresentação dos resultados e respetivo relatório automático com o tratamento dos mesmos, pelo que a avaliação deste módulo do fantoma não foi possível de se realizar.

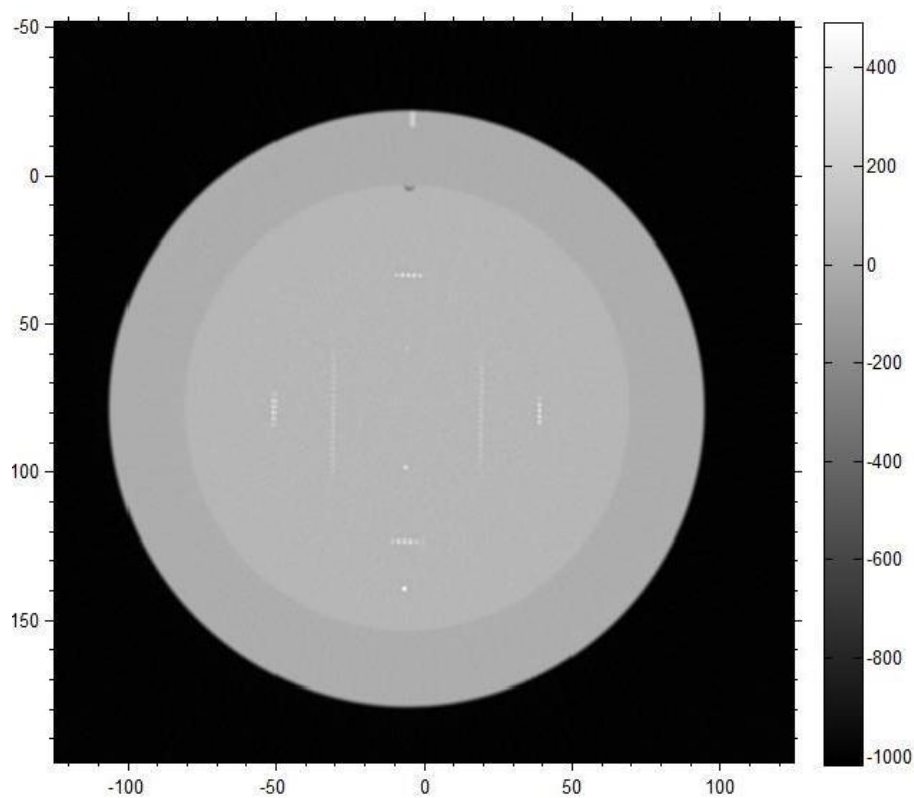


Figura 71 Imagem ilustrativa do que seria o resultado final para o módulo CTP591 (não corresponde ao equipamento testado).⁴⁵

12.3 Módulo CTP528

A figura seguinte representa um corte axial do módulo CTP528.

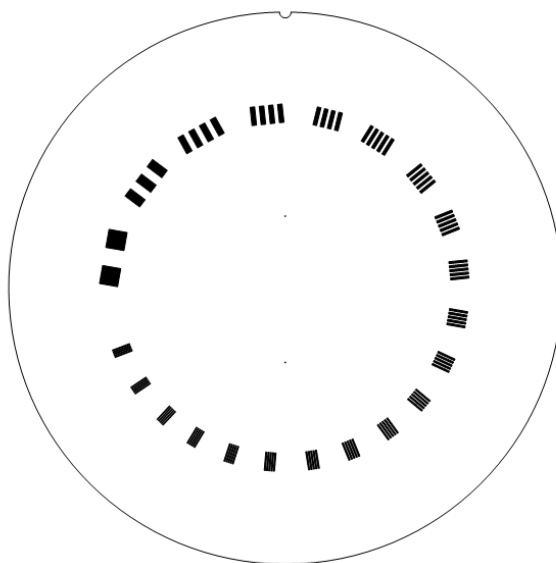


Figura 72 Módulo CTP528 do fantoma Catphan 600.⁴⁴

O módulo CTP528 possui 21 conjuntos de par de linhas que visam testar a resolução espacial e ainda duas fontes de impulso (“gotas”), projetadas num material uniforme. As “gotas” são colocadas ao longo do eixo Y, 20 mm acima ou abaixo do centro do fantoma.

12.3.1 Cálculo do MTF

A fonte pontual do fantoma é utilizada para estimar a função de dispersão da fonte (PSF – “point spread function”) e a MTF (“modulation transfer function”). A média de várias matrizes de resposta ao impulso é calculada para obter a PSF média do sistema.

A MTF resulta de uma transformada discreta de Fourier da LSF (Line Spread Function). Por sua vez, A LSF pode ser obtida através do PSF (Point Spread Function).

PSF

0.5	-2	-3	-2	0.5
-4	3	17	3	-4
-2	44	100	44	-2
-2	44	100	44	-2
-4	3	17	3	-4
0.5	-2	-3	-2	0.5

LSF

-11	90	228	90	-11
-----	----	-----	----	-----

Line spread function

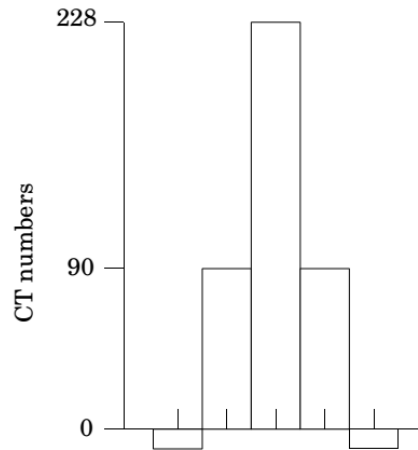


Figura 73 Somatório dos números PSF dão origem a LSF (esquerda). Histograma dos valores LSF (direita).

Para calcular-se a LSF, somam-se as colunas da matriz da PSF e desta forma se obtém a LSF visualizada no histograma. Realizando a transformada de Fourier da LSF obtêm-se a curva MTF em função da frequência espacial.

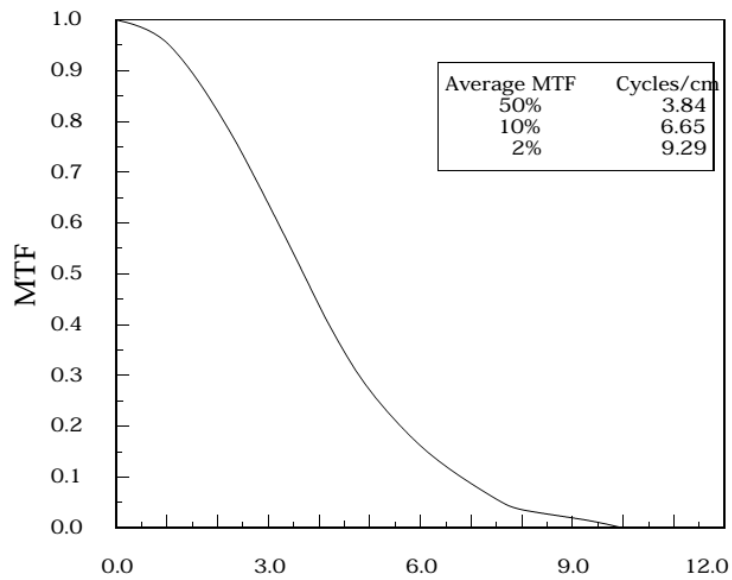


Figura 74 Representação da curva MTF, obtida através da transformada de Fourier da LSF.

12.3.2 Cálculo da resolução espacial

Os 21 conjuntos de par de linhas/cm constituem um teste de medição que visa avaliar a alta resolução desde o 1.º até ao 21.º par de linhas/cm. A exatidão desta medição é de $\pm 0,5$ pares de linhas no 21.º par de linhas/cm e melhora cada vez mais para pares de linhas/cm mais inferiores.

Par de linha/cm	Intervalo
1	0.500 cm
2	0.250 cm
3	0.167 cm
4	0.125 cm
5	0.100 cm
6	0.083 cm
7	0.071 cm
8	0.063 cm
9	0.056 cm
10	0.050 cm

Par de linha/cm	Intervalo
11	0.045 cm
12	0.042 cm
13	0.038 cm
14	0.036 cm
15	0.033 cm
16	0.031 cm
17	0.029 cm
18	0.028 cm
19	0.026 cm
20	0.025 cm
21	0.024 cm

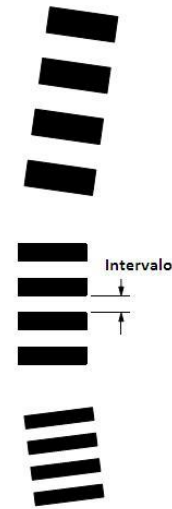


Figura 75 Espaçamento de intervalos entre cada linha dependendo da ordem do par de linha.

12.3.3 Resultados

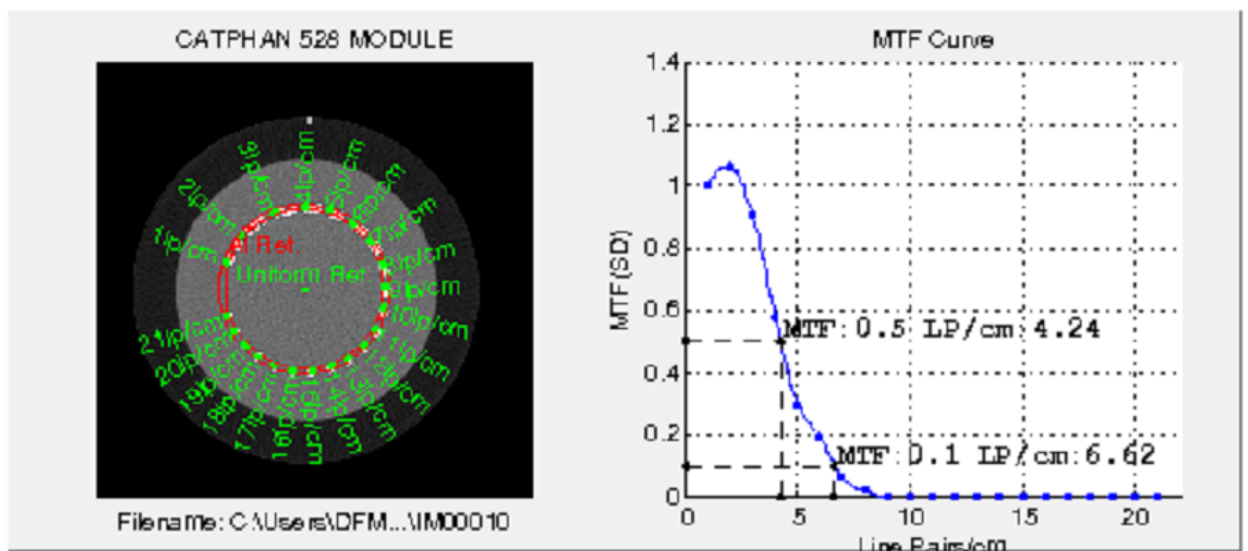


Figura 76 Resultados do teste realizado ao módulo CTP528

Tabela 26 Resultados do teste realizado ao módulo CTP528 – MTF (desvio-padrão)

Barra	MTF (desvio-padrão)
1pl/cm	1.00
2pl/cm	1.06
3pl/cm	0.91
4pl/cm	0.58
5pl/cm	0.30
6pl/cm	0.19
7pl/cm	0.06
8pl/cm	0.02
9pl/cm	0.00
10pl/cm	0.00
12pl/cm	0.00
13pl/cm	0.00
14pl/cm	0.00
15pl/cm	0.00
16pl/cm	0.00
17pl/cm	0.00
18pl/cm	0.00
19pl/cm	0.00
20pl/cm	0.00
21pl/cm	0.00

Tabela 27 Pares de linha interpolados

MTF	Par-linha interpolado (pl/cm)
0.5	4.24
0.1	6.62

12.3.4 Discussão de resultados

Na imagem resultante da avaliação deste módulo observa-se que os 21 conjuntos de par de linhas/cm são detetados e aprovados, pela sua sinalização a verde.

Para melhor interpretar os valores de MTF apresentam-se as seguintes tabelas que comparam os valores com os de um equipamento TC de diagnóstico da instituição.

Tabela 28 Comparação dos valores de MTF do equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.

Barra	MTF (desvio-padrão)	
	Equipamento TC testado	Equipamento TC de Diagnóstico
1pl/cm	1.00	1.00
2pl/cm	1.06	0.89
3pl/cm	0.91	0.62
4pl/cm	0.58	0.40
5pl/cm	0.30	0.24
6pl/cm	0.19	0.17
7pl/cm	0.06	0.10
8pl/cm	0.02	0.03
9pl/cm	0.00	0.00
10pl/cm	0.00	0.00
12pl/cm	0.00	0.00
13pl/cm	0.00	0.00
14pl/cm	0.00	0.00
15pl/cm	0.00	0.00
16pl/cm	0.00	0.00
17pl/cm	0.00	0.00
18pl/cm	0.00	0.00
19pl/cm	0.00	0.00
20pl/cm	0.00	0.00
21pl/cm	0.00	0.00

Tabela 29 Comparação dos valores de pares de linha interpolados do equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.

MTF	Par-linha interpolado (pl/cm)	
	(teste)	(TC de diagnóstico)
0.5	4.24	3.52
0.1	6.62	6.96

Os valores de equipamento TC de diagnóstico são utilizados nesta comparação na medida em que são bastante fidedignos pois a sua funcionalidade requer a obtenção de uma ótima qualidade de imagem. Na primeira tabela os valores de MTF para cada par de linha são bastante semelhantes, o que indica bons resultados. Para a segunda tabela, os valores são aproximados, mas dado que este equipamento não

constitui um equipamento de diagnóstico, não necessitam de ser exatamente coincidentes.

12.4 Módulo CTP515

A figura seguinte representa um corte axial do módulo CTP515.

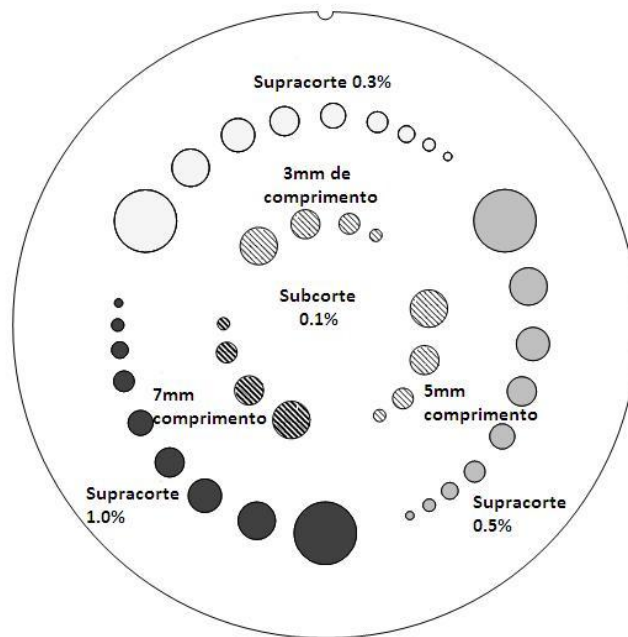


Figura 77 Módulo CTP515 do fantoma Catphan 600.⁴⁴

Os alvos de baixo contraste possuem os seguintes diâmetros e contrastes:

Tabela 30 Diâmetros dos alvos supracorte e subcorte para o módulo CTP515

Diâmetro de alvos supracorte	Diâmetro de alvos subcorte
2.0mm	3.0mm
3.0mm	5.0mm
4.0mm	7.0mm
5.0mm	9.0mm
6.0mm	11.0mm
7.0mm	15.0mm
8.0mm	
9.0mm	
15.0mm	

Tabela 31 Níveis de contraste dos alvos para o módulo CTP515

Níveis de contraste dos alvos
0.33%
0.5%
1.0%

A resolução de contraste é determinada com recurso a objectos de espessura superior à espessura de corte (supra-corte) e inferior à mesma (subcorte). Como o contraste dos alvos podem não corresponder exatamente ao valor real, é necessário determinar o contraste real do alvo antes proceder para testes específicos de desempenho do contraste.

Os níveis do contraste real são obtidos através de medições a uma região de interesse (ROI), no alvo de maior diâmetro e na área de fundo (“background”). Para determinar o nível do contraste real é efetuada uma média dessas medições realizadas de vários scans. A medição do “background” adjacente ao alvo é relevante porque existem alguns efeitos como o “cupping” e “capping” que causam variação dos números de TC de uma região para a outra. É importante certificar que o ROI está posicionado de forma a evitar o bordo do alvo.

Dado que as medições de baixo contraste são “ruidosas”, é aconselhável calcular a média de múltiplas medições de vários scans. Destaca-se que todos os alvos de cada grupo de contraste possuem uma mistura única para assegurar que os níveis de contraste serão os mesmos para todos os alvos.

12.4.1 Resultados

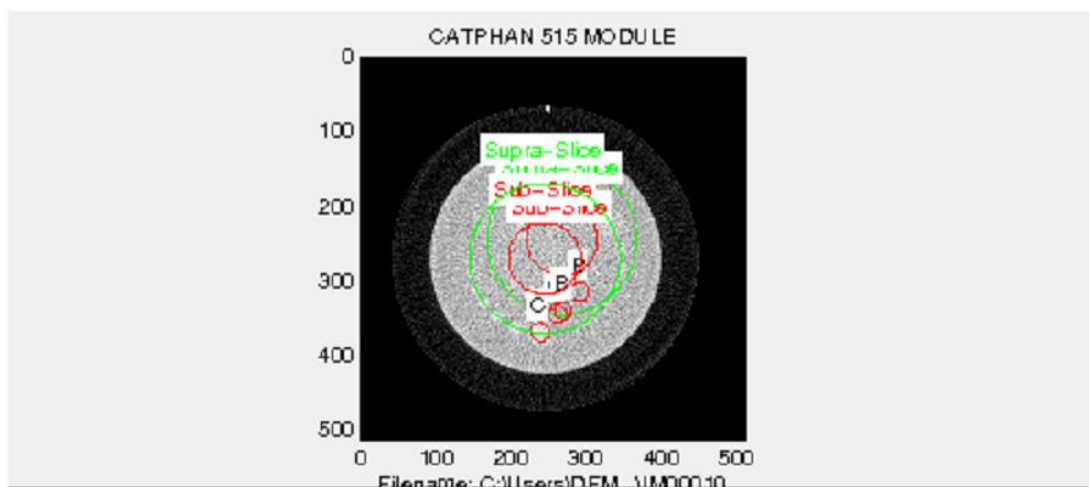


Figura 78 Resultados do teste realizado ao módulo CTP515

Tabela 32 Resultados do teste realizado ao módulo CTP515 – Detecção de objetos de baixo contraste

Banda	Nº de objetos detetados
Subcorte	0 de 12
Supracorte	0 de 27

Tabela 33 Rácio contraste-ruído (CNR)

CNR
1.52

12.4.2 Discussão de Resultados

Para uma melhor interpretação dos resultados apresentam-se de seguida as tabelas que comparam os valores do equipamento testado com os de um equipamento TC de diagnóstico da instituição.

Tabela 34 Comparação de nº de objetos detetados no equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.

Banda	Nº de objetos detetados (teste)	Nº de objetos detetados (TC diagnóstico)
Subcorte	0 de 12	0 de 12
Supracorte	0 de 27	25 de 27

Tabela 35 Comparação de CNR no equipamento testado com um equipamento TC de diagnóstico.

CNR (teste)	CNR (TC diagnóstico)
1.52	2.68

Para a primeira tabela, conclui-se que o sistema é aprovado para o subcorte e reprovado para o supracorte, dado que existe um desfasamento entre os valores dos dois equipamentos.

Relativamente ao valor do CNR (do inglês “contrast noise ratio”), quanto maior for o mesmo, maior será o contraste e menor será o seu ruído. Observando os dois valores, percebe-se que o valor de CNR do equipamento de diagnóstico teria de ser superior pois deste depende a boa qualidade de imagem, essencial para obtenção de um diagnóstico fiável.

12.5 Módulo CTP486

A figura seguinte representa um corte axial do módulo CTP486.

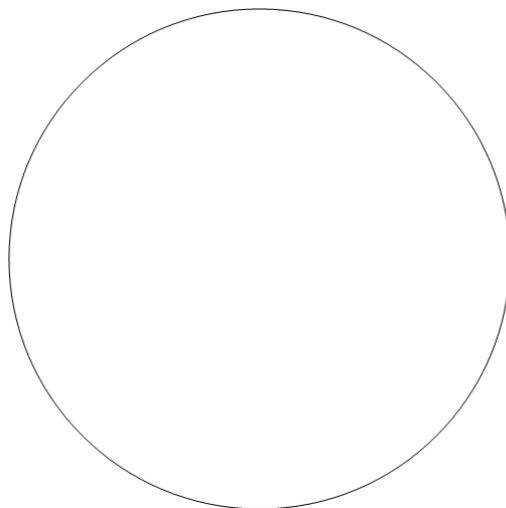


Figura 79 Módulo CTP515 do fantoma Catphan 600.⁴⁴

O último módulo CTP486, possui uma imagem uniforme, constituído por um material também uniforme. O material do número TC é projetado para ser inferior a 2% (20UH) da densidade da água. Este módulo é utilizado para medições de uniformidade espacial, valor médio de TC e o valor de ruído.

A reprodutibilidade do sistema TC é avaliada através das medições do valor médio e de desvios padrão correspondentes a diferentes regiões de interesse (ROI – Region Of Interest). Estas medições são efetuadas em diferentes locais dentro do campo de leitura.

O número médio TC e o desvio padrão do elevado número de pontos num dado ROI do scan são determinados pelas localizações centrais e periféricas dentro da imagem para cada tipo de protocolo.

12.5.1 Resultados

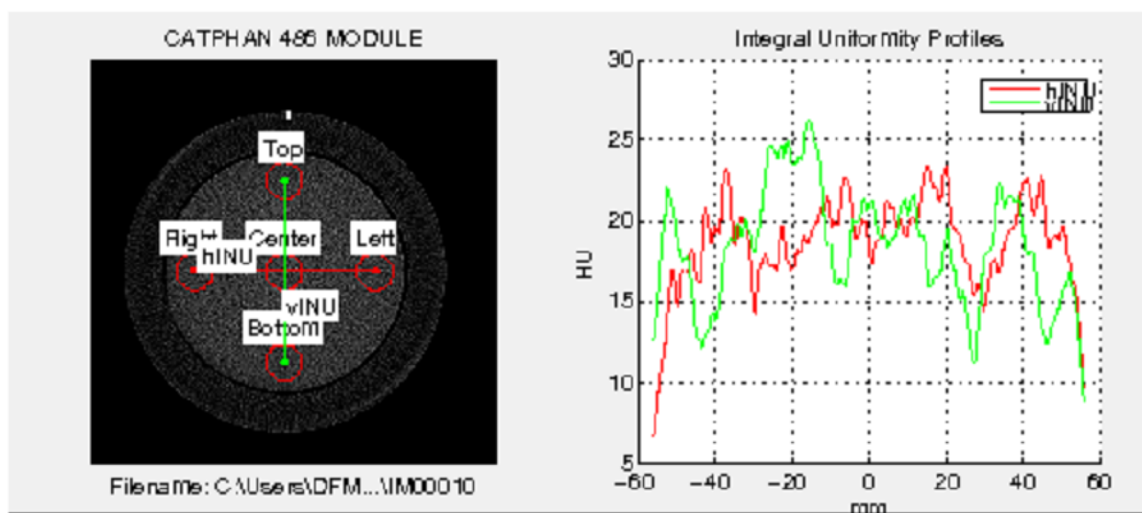


Figura 80 Resultados do teste realizado ao módulo CTP486

Tabela 36 Resultados para módulo CTP486 – Uniformidade de TC

Área	Média (UH)	Desvio padrão (UH)	Uniformidade	Aprovado ou reprovado
Centro	+18.33	+6.58	+0.00	Aprovado
Topo	+16.47	+5.99	+1.86	Aprovado
Direita	+16.38	+5.74	+1.95	Aprovado
Esquerda	+16.78	+5.94	+1.54	Aprovado
Fundo	+16.43	+5.34	+1.90	Aprovado

12.5.2 Discussão de Resultados

Este teste à uniformidade refere-se aos valores dos pixéis na imagem reconstruída, os quais devem ser constantes em qualquer ponto da imagem adquirida do fantoma.

Para verificar-se a uniformidade da imagem estabeleceu-se cinco *ROIs*, numa imagem axial tomográfica do presente módulo do fantoma. A partir destas regiões, mediram-se os valores das intensidades dos níveis de cinza na imagem. Se o objeto é uniforme, todos os pixéis que formam a imagem devem ter o mesmo valor. Isto significa que se o equipamento estiver ajustado de forma adequada, o desvio padrão dos valores dos números de TC deve ser próximo de zero, de uma forma teórica.

Visualizando a tabela verifica-se que para o ROI do centro a uniformidade é zero. Para os restantes ROIs apresentam-se o número de unidades de Hounsfield que os distanciam da média do ROI do centro. O valor mais divergente por exemplo, o ROI da direita, possui 16.38UH, uma diferença 1.95UH. No entanto esta diferença significa 10.6% de desvio em relação ao ROI central. Sendo este o valor mais distanciado, a percentagem não é significativa. Tal como foi assumido automaticamente pela avaliação do sistema, verifica-se que o equipamento se encontra aprovado para este teste.

CAPÍTULO 13

Teste TC – Dose de radiação CTDI

13.1 Objetivo do teste

O objetivo deste teste é assegurar que estão a ser usadas doses apropriadas de radiação para os pacientes que se submetem a exames de TC.

13.2 Frequência

Este teste deve ser realizado nos testes de aceitação do equipamento e sempre que for realizada uma operação no sistema de CT que possa ter impacto sobre a dose de radiação, ruído na imagem, e uniformidade como por exemplo a substituição da ampola de radiação, sistema de calibração, manutenção do gerador e mudanças no software ou upgrades.

13.3 Material

- Fantomas de dosimetria acrílicos de corpo, cabeça e de corpo de bebé com 32cm, 16cm e 10cm de diâmetro, respetivamente;
- Uma câmara de ionização tipo lápis;
- Eletrómetro;
- Níveis de referência de diagnóstico (DRL) para exames de TC fornecidos por organizações profissionais adequadas.

13.4 Procedimentos

- Posicionar o fantoma dosimétrico de 32cm no isocentro da mesa, com o eixo longitudinal alinhado com o eixo z do scanner.

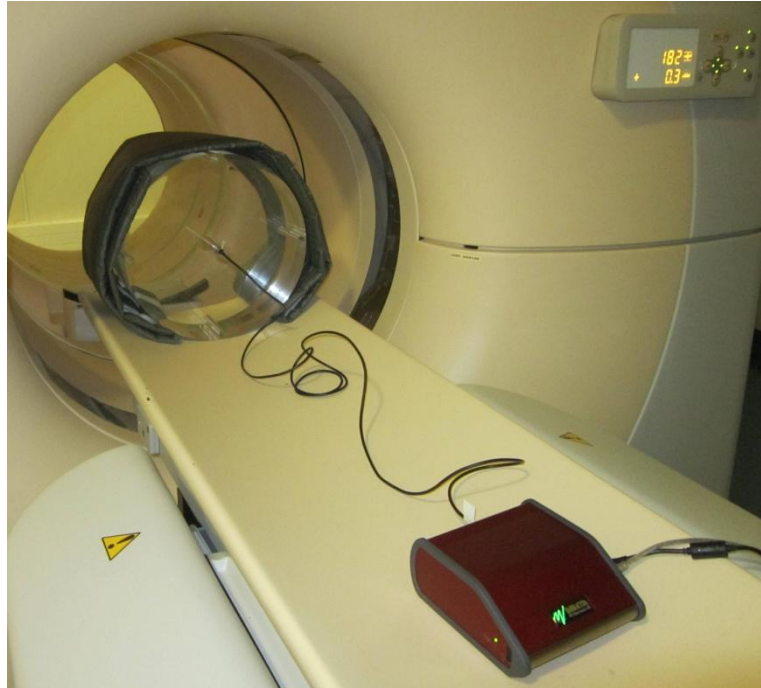


Figura 81 Fantoma dosimétrico de corpo com 36cm de diâmetro. Eletrômetro com a respetiva câmara de ionização tipo lápis no interior do fantoma.

- Adquirir uma imagem de scan e um corte de 1 mm de espessura para fins de alinhamento.
- Nota: Assume-se que as doses medidas correspondem ao índice de dose em TC ($CTDI_w$) e produto dose-comprimento (DLP).
- Para fins de comparação com os níveis de dose de referência (DRL), deve ser usada a $CTDI_w$, que é definida como:

$$(23) \quad CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

Onde $CTDI_w$ corresponde ao CTDI ponderado, $CTDI_c$ corresponde ao CTDI medido no centro do fantoma e $CTDI_p$ corresponde ao CTDI periférico, definido como a média de quatro medições periféricas de CTDI.

- Posicionar a câmara de ionização no centro do fantoma;

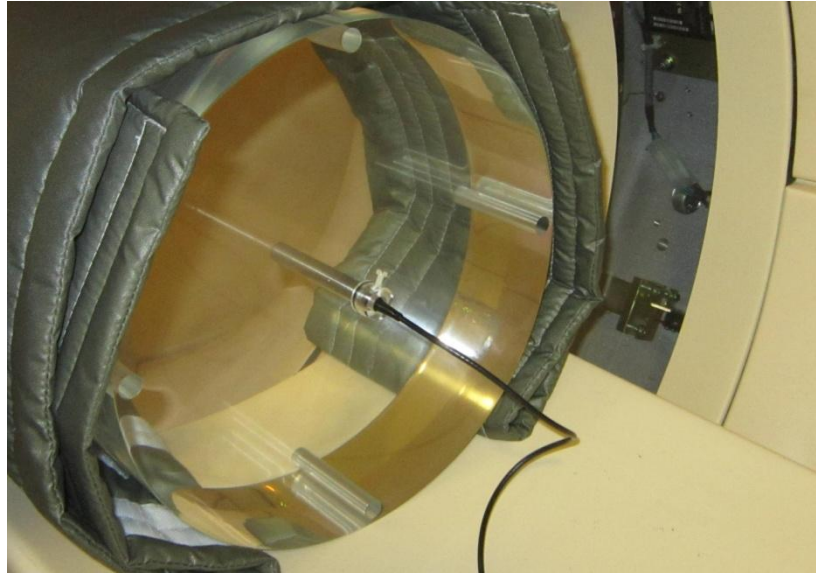


Figura 82 Fantoma dosimétrico de corpo com a câmara de ionização tipo lápis no seu interior.

- Utilizar uma imagem do topograma para selecionar o volume ou corte a realizar;
- Repor a leitura do dosímetro a zero.
- Realizar uma exposição no modo axial aplicando a técnica usada para scans TC tórax, abdómen e pelve;
- Registrar os fatores técnicos e doses medidas;
- Colocar a câmara de ionização em cada um dos quatro orifícios do fantoma e realizar aquisições adicionais;



Figura 83 Alternância da câmara de ionização para cada um dos quatro orifícios do fantoma.

- Registrar novamente a dose para cada posição;
- A dose periférica é definida como a média das medições CTDI dos quatro orifícios periféricos.
- Com a câmara de ionização no centro do fantoma, selecionar um protocolo de por exemplo 120kVp e 100mAs e realizar várias medições de dose com várias espessuras de corte;
- Para o fantoma de corpo, realizar uma aquisição com a câmara de ionização suspensa no ar;

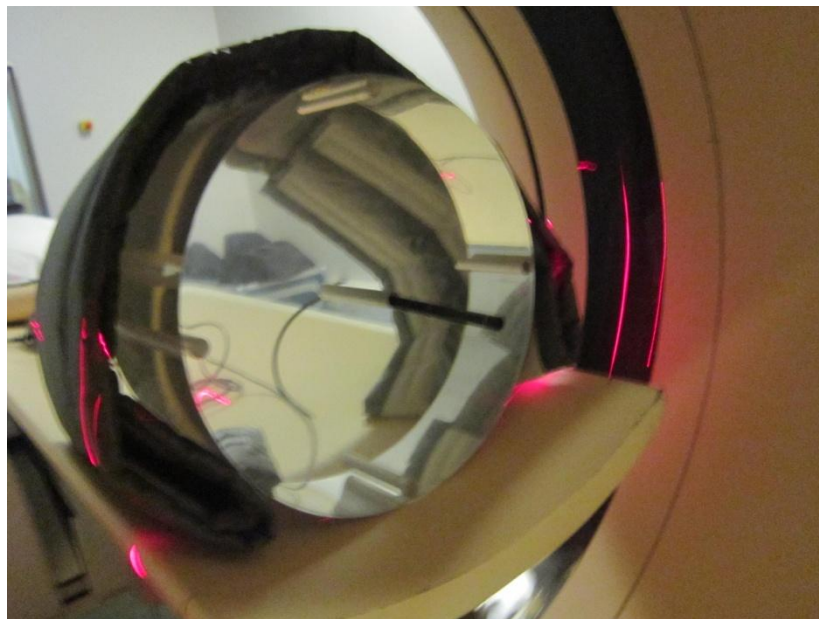


Figura 84 Câmara de ionização suspensa no ar pelo fantoma.

- Posicionar o fantoma de cabeça de 16cm de diâmetro na mesa e repetir o procedimento descrito acima;

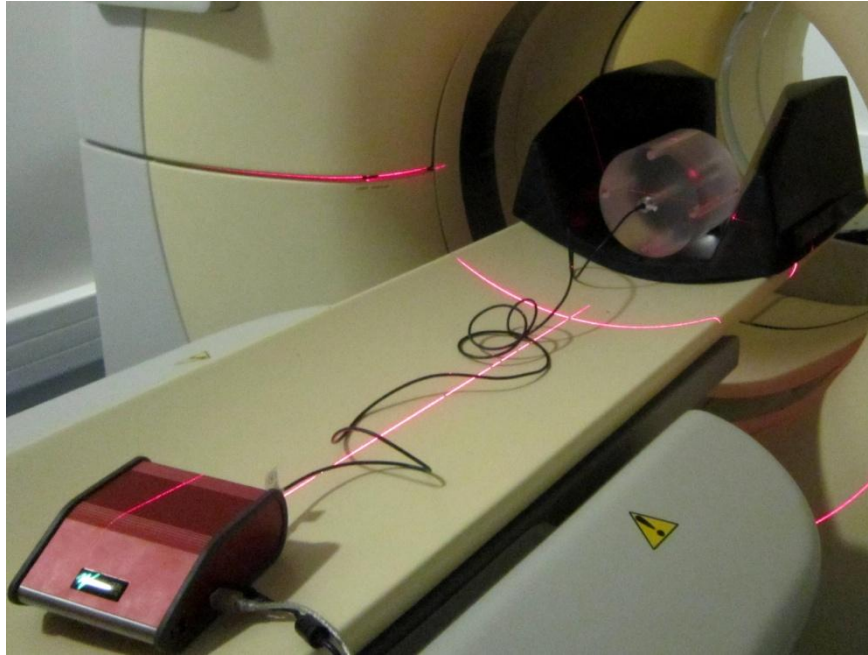


Figura 85 Fantoma dosimétrico de 16cm de diâmetro com a câmara de ionização tipo lápis no seu interior.

- Posicionar o fantoma de bebé de 10cm de diâmetro na mesa e repetir o procedimento descrito acima num protocolo pediátrico assumindo 20Kg no peso do paciente;



Figura 86 Fantoma dosimétrico de 10cm de diâmetro com a câmara de ionização tipo lápis no seu interior.

13.5 Análise de dados

- Desenvolver uma ficha técnica demonstrando todos os dados para uma análise facilitada.
- Comparar as doses CTDI_w obtidas sob várias condições clínicas do scan com as exibidas na consola.
- Comparar estas doses com as de outro equipamento da instituição, utilizando as mesma técnicas e comparar também com os níveis de referência nacionais.
- Traçar as doses para uma dada técnica em função da espessura do corte.

13.6 Resultados esperados

- As doses de outros equipamentos TC da instituição devem ser semelhantes para os mesmos fatores técnicos.
- Doses de equipamentos TC não devem exceder os níveis de referência;
- As doses devem estar contidas entre $\pm 20\%$ das especificações do fabricante tanto para CTDI_w como para DLP.

13.7 Ação corretiva

As doses de Tomografia Computorizada que são inferiores aos níveis de referência (DRL) podem ser corrigidas alterando as técnicas usadas, isto é utilizando um valor kVp apropriado e reduzindo o valor de mAs. As doses de um paciente para o mesmo tipo de exame com equipamentos parecidos devem semelhantes.

13.8 Resultados

Os resultados das medições de CTDI são descritos num relatório da instituição, elaborado automaticamente pelo software utilizado. Apresentam-se de seguida as tabelas que contém os resultados das medições para cada fantoma dosimétrico e respetivas análises de aprovação ou reprovação.

13.8.1 CTDI Corpo

Tabela 37 Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de corpo (32cm de diâmetro).

Measurements					
CT phantom type		Slice Thickness (cm)		Number of slices	
Body		0,5		1	

#	Set kV (kV)	Set mAs (mAs)	CT phantom position	CT exposure (Gycm)	CTDI (mGy)
1	120	200	A (center)	0,005543	11,09
2	120	200	B (12 o'clock)	0,009820	19,64
3	120	200	C (3 o'clock)	0,009602	19,20
4	120	200	D (6 o'clock)	0,01038	20,76
5	120	200	E (9 o'clock)	0,009448	18,90

Analysis

CTDI

Result: **Pass**

Weighted CTDI at 120 kV is $CTDI(100,w) = 0,01678$ Gy

Figura 87 Resumo de análise dos dados: aprovação ou reprovação para o fantoma dosimétrico de corpo.

13.8.2 CTDI Corpo (múltiplos valores de kVp)

Tabela 38 Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de corpo (32cm de diâmetro).

Measurements							
CT phantom type							
Body							
#	Set kV (kV)	Set mAs (mAs)	CT phantom position	CT exposure (Gycm)	CTDI (mGy)	Slice Thickness (cm)	Number of slices
1	90	200	A (center)	0,002131	4,737	0,45	1
2	140	200	A (center)	0,008721	19,38	0,45	1
3	90	200	B (12 o'clock)	0,004081	9,069	0,45	1
4	140	200	B (12 o'clock)	0,01562	34,70	0,45	1
5	90	200	C (3 o'clock)	0,004021	8,936	0,45	1
6	140	200	C (3 o'clock)	0,01533	34,06	0,45	1
7	90	200	D (6 o'clock)	0,003876	8,614	0,45	1
8	140	200	D (6 o'clock)	0,01362	30,26	0,45	1
9	90	200	E (9 o'clock)	0,006086	13,53	0,45	1
10	140	200	E (9 o'clock)	0,01491	33,13	0,45	1

Analysis

CT dose index

Weighted CTDI at 90 kV is $CTDI(100,w) = 0,008270$ Gy (Pass)

Weighted CTDI at 140 kV is $CTDI(100,w) = 0,02849$ Gy (Pass)

Figura 88 Resumo de análise dos dados: aprovação ou reprovação para o fantoma dosimétrico de corpo.

13.8.3 CTDI Cabeça

Tabela 39 Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de cabeça (16cm de diâmetro).

Measurements					
CT phantom type	Slice Thickness (cm)		Number of slices		
Head	0,5		1		

#	Set kV (kV)	Set mAs (mAs)	CT phantom position	CT exposure (Gycm)	CTDI (mGy)
1	120	200	A (center)	0,01647	32,94
2	120	200	B (12 o'clock)	0,01652	33,04
3	120	200	C (3 o'clock)	0,01891	37,83
4	120	200	D (6 o'clock)	0,01988	39,76
5	120	200	E (9 o'clock)	0,01865	37,30

Analysis

CTDI

Result: Pass

Weighted CTDI at 120 kV is $CTDI(100,w) = 0,03564$ Gy

Figura 89 Resumo de análise dos dados: aprovação ou reprovação para o fantoma dosimétrico de cabeça.

13.8.4 CTDI – Bebê

Tabela 40 Resultados das medições CTDI para o fantoma dosimétrico de bebê (10cm de diâmetro).

Measurements					
CT phantom type	Slice Thickness (cm)		Number of slices		
Baby	0,45		1		

#	Set kV (kV)	Set mAs (mAs)	CT phantom position	CT exposure (Gycm)	CTDI (mGy)
1	120	200	A (center)	0,02145	47,68
2	120	200	B (12 o'clock)	0,02340	52,01
3	120	200	C (3 o'clock)	0,02239	49,75
4	120	200	D (6 o'clock)	0,01975	43,88
5	120	200	E (9 o'clock)	0,01968	43,73

Analysis
<u>CTDI</u>
Result: Pass
Weighted CTDI at 120 kV is $CTDI(100,w) = 0,04745$ Gy

Figura 90 Resumo de análise dos dados: aprovação ou reprovação para o fantoma dosimétrico de bebê.

13.8.5 CDTI – Ar

Tabela 41 Resultados das medições CTDI para a câmara de ionização suspensa no ar.

Measurements					
CT phantom type	Slice Thickness (cm)		Number of slices		
Free-in-air	0,45		1		

#	Set kV (kV)	Set mAs (mAs)	CT phantom position	CT exposure (Gycm)	CTDI (mGy)
1	120	200	A (center)	0,02294	50,98
2	120	200	A (center)	0,02326	51,69
3	120	200	A (center)	0,02274	50,53
4	120	200	A (center)	0,02291	50,90
5	120	200	A (center)	0,02292	50,93



Figura 91 Resumo de análise dos dados: aprovação ou reprovação para a câmara de ionização suspensa no ar.

13.9 Discussão de resultados

O CTDI representa, a dose média absorvida, ao longo do eixo dos ZZ, a partir de múltiplas irradiações contíguas num único corte axial e é calculado pela divisão da dose integrada pela colimação total do feixe de radiação. O CTDI é tomado como um valor padrão e oferece informação sobre a dose para o paciente, para protocolos e equipamentos específicos permitindo, deste modo compará-los.

O CTDI varia em todo FOV, isto é, na superfície do FOV o CTDI é maior que no centro. Com base no pressuposto, em que a dose diminui linearmente com a posição radial a partir da superfície para o centro do fantoma, a média do CTDI em torno do campo de visão é estimada pelo CTDI_w ponderado (weighted). Isto justifica o facto que se realizarem repetições sucessivas para diferentes posições da camara de ionização em lápis no fantoma. A monitorização do CTDI_w para os fantasmas de cabeça e de corpo, de acordo com o tipo de exame, permite o controlo sobre a seleção dos parâmetros de aquisição.

Como é possível visualizar-se pela análise do sistema, os resultados são aprovados para todos os fantasmas. Os valores medidos para os protocolos de aquisição pre-definidos, serão posteriormente utilizados para a determinação de indicadores de dose (CTDI_w e DLP) que, com aplicação de algoritmos, facultam a dose de irradiação ao paciente durante a realização do exame de Tomografia Computorizada.

Conclusão

O controlo de qualidade ajuda a garantir que o equipamento possui um desempenho, durante toda sua vida útil, de acordo com os níveis especificados pelo fabricante e medidos durante o processo de testes de aceitação.

O equipamento testado ao longo deste trabalho registou valores satisfatórios para todos os testes em geral ainda que possa ser útil uma otimização do sistema pelo fabricante responsável.

Quando o equipamento testado passa todos os testes de aceitação, estes servem para estabelecer valores de referência e níveis de ação para o desempenho do equipamento e são utilizados para avaliar e comparar com os testes subsequentes de CQ. Os testes também devem ser utilizados para avaliar o desempenho do equipamento após os principais serviços e atualizações no software, e deve ser repetido após atualizações no hardware.

No que toca à resolução espacial axial e transversal, o equipamento possui valores de FWHM ligeiramente superiores aos fornecidos pelo fabricante. Um FWHM mais estreito implica uma melhor resolução do equipamento dado que a distância mínima necessária para distinguir dois objetos é menor. Deste modo a resolução espacial apresenta resultados menos positivos. Ainda assim os valores registados estão contidos a uma margem de erro de 10%. O valor do rácio entre FWTM e FWHM está contido no intervalo esperado para todas as posições exceto para a tangencial e central da resolução transversa.

Quanto à sensibilidade, o sistema apresenta valores bastante satisfatórios: 9137 cps/MBq e 9588cps/MBq para $Y=0\text{cm}$ e $Y=10\text{cm}$, respetivamente. Os valores de sensibilidade do sistema superam os valores fornecidos pelo fabricante. Isto significa que o equipamento possui uma sensibilidade superior àquela que seria o limite mínimo aceitável e portanto, possui uma boa capacidade de deteção de aniquilação da radiação.

Em relação à qualidade de imagem, verifica-se que à medida que o diâmetro das esferas aumenta, aumenta também o seu contraste. Assim, os valores de contraste para as esferas “quentes” variam entre uma percentagem de 23.43% a 77.77% da esfera menor (10mm) à esfera maior (22mm). Por sua vez, para as esferas “frias”,

apesar de o contraste ser menor em relação às anteriores, verifica-se novamente um aumento do contraste com o diâmetro, sendo 53.94% para a esfera de 28mm e 61.69% para a esfera de maior diâmetro com 37mm. Relativamente à percentagem de variabilidade dos resultados, a variação do equipamento testado oscila entre 37.79% e 44.99% (7.2% de variação), inferior ao limite máximo de 10%, pode-se concluir que os valores de variabilidade estão dentro das especificações e portanto são aceitáveis.

No que toca ao teste de taxa de fração dispersa, taxas perdidas e acidentais, verifica-se que os valores da taxa de fração dispersa e pico de taxa de contagens verdadeiras são superiores aos valores recomendados pelo fabricante, o que indica uma aprovação ao teste. No caso da taxa NECR, o valor é inferior ao da Philips. Apesar do valor não possuir um limite de erro de 5%, ainda assim está contido a uma margem de erro de 10%. Assim, conclui-se que os resultados são aceitáveis e o equipamento é aprovado para este teste.

Em relação aos testes para a componente TC, através de um único fantoma – Catphan 600 – foi possível avaliar o equipamento a várias características. Relativamente aos valores de Unidades de Hounsfield, grande parte dos materiais presentes no fantoma foram aprovados pelo sistema. Os materiais reprovados ainda assim, ficaram muito próximos de atingir o intervalo de aceitação. Dado que a componente TC deste equipamento não apresenta utilidade de diagnóstico mas sim apenas para fusão de imagens e identificação anatómica, pode-se afirmar que estes valores são minimamente aceitáveis. Relativamente à resolução espacial, os valores de MTF para cada par de linha são satisfatórios pelo que apresenta bons resultados. No entanto, quanto ao rácio entre o contraste e o ruído, apresenta valores baixos, pelo que indica um nível de ruído superior em relação ao contraste. No que toca à uniformidade conclui-se que o sistema está aprovado, não necessitando de correções a este nível.

Para além dos testes realizados através do fantoma Catphan 600, também foi avaliado o CTDI. Foram monitorizados os valores de CTDI para os fantasmas de cabeça, corpo, bebé e ar. Os resultados são aprovados para todos os fantasmas.

Referências

1. Lapa, Paula; Lima, J. P. PET/CT no Cancro do Pulmão. *Acta Radiológica Port.* **XXI**, 21–22 (2009).
2. Saha, G. B. *Basics of PET Imaging Physics, Chemistry, and Regulations*. (Springer, 2005).
3. Freitas, E. N. P. Optimização de análise de imagens para Controlo de Qualidade em Imagem Médica. 117 (2010).
4. Quality Assurance For PET and PET/CT Systems. *Hum. Heal. Ser.* (2009).
5. Silverman, P. *Multislice Computed Tomography: A Practical Approach to Clinical Protocols*. (Lippincott Williams & Wilkins, 2002).
6. Bharath, A. *Introductory Medical Imaging*. (Morgan & Claypool, 2009).
7. Ciernak, R. *R-ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. (Springer-Verlag, 2011).
8. Smith, N. & Webb, A. *Introduction to Medical Imaging (Physics, Engineering and Clinical Applications)*. (Cambridge University Press, 2011).
9. Valk, P., Bailey, D., Townsend, D. & Etal. *Positron Emission Tomography: Basic Sciences*. (Springer, 2003).
10. Wong, F. C. Nuclear Medicine Radiation Dosimetry: Advanced Theoretical Principles. *J. Nucl. Med.* **52**, (2011).
11. Hsieh, J. *Computed Tomography Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. (Wiley, 2009).
12. Noz, M. E. & Maguire Jr., G. Q. Radiation Protection in the Health Sciences. *J. Nucl. Med.* **49**, (2008).
13. Khan, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. (Lippincott Williams & Wilkins, 2010).
14. Bushberg, J. T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. (Lippincott Williams & Wilkins, 2002).
15. Marques, F. Controlo de Qualidade em Tomografia Computorizada. (2009).
16. Hsieh, J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. (SPIE Press, 2009).
17. Bosch, E. Sir Godfrey Newbold Hounsfield y La Tomografia Computada, Su Contribucion a La Medicina Moderna. *Rev. Chil. Radiol.* **10**, 183–185 (2004).

18. Soares, M. Tanaka, J. David, S. David, A. Film Tomography, computed tomography and cone beam volumetric tomography. (2004). at <<http://www.docstoc.com/docs/29799214/ARTIGO-Tomografia-Cone-Beam>>
19. Siemens. *SIEMENS Heal. Somat. Sensat.* at <<http://www.siemens-home.pt/>>
20. Lima, J. J. P. *Técnicas de Diagnóstico com Raios X. Aspectos Físicos e Biofísicos.* (Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009).
21. Bushong, S. C. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection.* (Mosby Company, 2009).
22. Ficel, M. O. Tecnologia Radiológica. *O que é a Radiol. Digit.* at <<http://www.tecnologiaradiologica.com/digital.htm>>
23. Nuno, E. & Freitas, P. Optimização de análise de imagens para controlo de Qualidade em Imagem Médica 2010. (2010). at <http://run.unl.pt/bitstream/10362/5302/1/Freitas_2010.pdf>
24. *Nuclear Medicine Resources Manual.* (International Atomic Energy Agency, 2006).
25. Wernick, M. N. A. J. N. *Emission Tomography: The Fundamentals of SPECT and PET.* (Elsevier, 2004).
26. Tuli, J. K. *Nuclear Wallet Cards.* (2005).
27. Kelloff, G., Hoffman, J., Johnson, B. & et al. Progress and promise of FDG-PET imaging for cancer patient management and oncologic drug development. *US Natl. Libr. Med. Natl. Institutes Heal.* **11(8):2785**, (2005).
28. Kherlopian, A. R., Song, T., Duan, Q. & et al. A review of imaging techniques for systems biology. *BMC Syst. Biol.* **2**, (2008).
29. Turkington, T. G. Introduction to PET Instrumentation. *J. Nucl. Med. Technol.* **29**, (2001).
30. Bird, A. & Hobson, P. R. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A. *ScienceDirect* **477**, (2002).
31. Tarantola, G., Zito, F. & Gerundini, P. PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-Body Applications. *J. Nucl. Med. Technol.* **44**, 756–769 (2003).
32. Webster, J. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.* Wiley-Interscience (2006).
33. Humm, J. L., Rosenfeld, A. & Del Guerra, A. From PET detectors to PET scanners. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **30**, 1575–1597 (2003).

34. Lonsdale, M. N. & Beyer, T. Dual-modality PET/CT instrumentation-Today and tomorrow. *Eur. J. Radiol.* **73**, 452–460 (2010).
35. Mettler, F. A. & Guiberteau, M. J. *Essentials of Nuclear Medicine Imaging*. (Elsevier, 2012).
36. Saha, G. B. *Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations*. 97–113 (Springer Science+Business Media, 2010). doi:DOI 10.1007/978-1-4419-0805-6_6
37. Philips, K. Philips. *Diam. Sel. GEMINI GXL 16 PET/CT Syst.* (2014). at <http://www.healthcare.philips.com/main/products/refurbished_systems/refurbished_nm_products/ds_gemini_gxl_16_system.wpd>
38. Sathiakumar, C., Som, S., Eberl, S. & Lin, P. NEMA NU 2-2001 performance testing of a Philips Gemini GXL PET/CT scanner. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **33**, 199–209 (2010).
39. Decreto-Lei nº108/2002 de 8 de Agosto. *Diário da República I*, (2008).
40. Daube-Witherspoon, M. E. *et al.* PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *J. Nucl. Med.* **43**, 1398–409 (2002).
41. Saha, G. B. *Basics of PET Imaging Physics, Chemistry and Regulations*. 314 (Springer, 2010).
42. Koninklijke Philips Electronics. *Gemini GXL Performance Testing*. **30**, (2012).
43. The Phantom Laboratory. *Catphan® Phantoms* (2014). at <<http://www.phantomlab.com/products/catphan.php>>
44. Catphan 500 and 600 Manual. *phantom Lab.* 1–40 (2013).
45. Image Owl. *Catphan CA Slice Thick.* (2014). at <http://help.imageowl.com/index.php/Catphan@QA_Slice_Thickness>
46. Bui, A. & Taira, R. *Medical Imaging Informatics*. (Springer, 2010).