



**COPPE/UFRJ**

CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGEM EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO  
DE PÓSITRONS

Lidia Vasconcellos de Sá

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro  
Setembro de 2010

CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGEM EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO  
DE PÓSITRONS

Lidia Vasconcellos de Sá

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR

Examinada por:



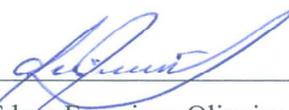
---

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc



---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.



---

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc.



---

Prof. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa, D.Sc.



---

Prof. Lea Miriam Barbosa da Fonseca, D.Md.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

SETEMBRO 2010

Sá, Lidia Vasconcellos de

Controle de Qualidade de Imagem em Tomografia por Emissão de Pósitrons/Lidia Vasconcellos de Sá – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XXVI, 171 p.: il.; 29,7 cm

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p.163-171.

1. Tomografia por Emissão de Pósitrons. 2. Qualidade de imagem médica. 3. Quantificação. 4. Medicina Nuclear. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Dedico este trabalho,

Aos meus pais, por me mostrarem os caminhos.  
Aos meus filhos, pela alegria de existirem.  
Ao meu companheiro, pelo carinho e incentivo.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Dr. Antônio Fernando Gonçalves da Rocha, pelo apoio na utilização de suas instalações para a realização do presente trabalho.

Ao Dr. Júlio César S. Oliveira, pelo aprendizado e discussões, fornecendo a visão clínica das ferramentas da técnica.

Aos funcionários do Centro de Medicina Nuclear da Guanabara, em especial, ao Márcio, Marcos (1) e Marcos (2), pela ajuda e disponibilidade de tempo, não apenas de máquina, como próprio, durante as medidas realizadas após o horário de exames.

Ao Jackson e Ana Maria, funcionários do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) pela disponibilidade de material radioativo para os testes realizados no presente trabalho.

Aos funcionários da oficina mecânica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, pela adaptação do simulador utilizado no presente trabalho.

Aos meus colegas de trabalho, em especial ao Arnaldo Carvalho, pela ajuda na adaptação do simulador e pela paciência em momentos difíceis.

Às funcionárias da COPPE/PEN Jô, Tânia, Lili e Érika, por toda a ajuda prestada ao longo desse período com as questões administrativas.

Ao meu orientador, pelo apoio e presteza em situações adversas enfrentadas durante o período de realização deste trabalho.

Aos meus familiares, pela ausência muitas vezes sentida.

Finalmente, agradeço a Deus pelo que realizo e possuo em minha existência.

Resumo da Tese apresentada a COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

## CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGEM EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS

Lidia Vasconcellos de Sá

Setembro/2010

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear.

Este trabalho propõe um protocolo de avaliação da qualidade de imagem em equipamentos de tomografia por emissão de pósitrons - PET, desenvolvido através de estudos de parâmetros como quantificação, modos e tempos de aquisição. Para tanto, foi utilizado um simulador *Jaszczak<sup>TM</sup> SPECT/PET Phantom Flanged*, adaptado com cilindros de diferentes diâmetros para avaliação de contraste entre lesões captantes e radiação de fundo também contendo material radioativo, uniformidade da imagem e, ainda, resolução espacial. Diferentes razões entre as atividades nas lesões e no corpo do simulador foram verificadas. Além disso, foram discutidas a influência do tamanho da lesão na quantificação, efeito do volume parcial, e a determinação de coeficientes de recuperação visando a aplicação de fatores de correção de tamanho de lesão na rotina clínica, para as diferentes razões propostas. Foi utilizado também um sistema de avaliação de qualidade à distância, através de um programa de avaliação de imagens em sistemas DICOM. Como resultado foi apresentado um protocolo de avaliação de qualidade otimizado para uma razão entre as atividades na lesão e no corpo do simulador de 8:1, com tempo de aquisição de 4 minutos/maca nos modos 2D (bi-dimensional) e 3D (tri-dimensional), avaliado na estação de trabalho do equipamento ou por software à distância.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

## IMAGE QUALITY CONTROL FOR POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

Lidia Vasconcellos de Sá

September/2010

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering.

This work proposes an image quality evaluation protocol for Positron Emission Tomography – PET, developed through quantification parameters, acquisition modes and time frames. For this, we used a *Jaszczak™ simulator SPECT / PET Phantom Flanged*, tailored with cylinders of different diameters to evaluate the contrast between lesions and background containing radioactive material (“worm BG”), image uniformity, and also spatial resolution. Different ratios between the activities in the lesions and in the phantom body were verified. In addition, it was discussed the influence of lesion size quantification, partial volume effect, and the recovery coefficients determination towards the implementation of correction factors of lesion size in clinical routine for the different ratios proposed. It was also used a system for quality assessment at a distance, through a free program in DICOM format. As a result, an optimized protocol for assessing image quality was presented for a ratio of activity in the lesion and the body of the simulator of 8:1, with acquisition time of 4 minutes / bed in 2D (two dimensional) and 3D (tri -dimensional), evaluated at the workstation equipment or at a distance software.

## INDICE

### CAPÍTULO I

I.1. Introdução.....	1
I.2. Objetivos.....	4

### CAPÍTULO II

II. 1 Fundamentos Teóricos.....	5
II. 2 Estado da Arte.....	6
II.3 Sistemas PET.....	11
II. 3.1 Princípios de funcionamento do Sistema PET.....	11
II. 3.2 Radiofármacos.....	16
II. 3.3 Detectores.....	20
II. 3.4 Modos de Aquisição.....	26
II. 3.5 Mapas de atenuação.....	27
II. 3.6 Protocolos de Aquisição.....	35
II. 4 Correções de Dados.....	36
II. 4.1 Normalização.....	36
II. 4.2 Tempo morto do detector.....	37
II. 4.3 Coincidências Aleatórias.....	38
II. 4.4 Coincidências por espalhamento.....	39
II. 4.5 Atenuação.....	40
II. 5 Reconstrução de Imagem.....	41
II. 5.1 Retroprojeção Filtrada.....	41
II. 5.2 Reconstrução Iterativa.....	42

II. 6 Fontes de ruídos.....	43
II. 7. Valor padrão de captação (SUV).....	46
II. 8 Efeito do volume parcial.....	47
II. 9 Coeficiente de Recuperação (CR).....	48
II. 10. Controle de Qualidade em Imagens PET.....	49
II. 10.1 Testes de Aceitação.....	52
II. 10.2 Controles Diários.....	53
II.10.2.1 Sensibilidade Relativa por LOR.....	53
II.10.2.2 Varreduras em Branco.....	55
II.10.3 Controles Eventuais.....	55
II.10.3.1 Normalização.....	55
II.10.3.2 Calibração do sistema de fotomultiplicadoras .....	56
II.10.3.3 Uniformidade de imagem.....	57
II.10.4 Testes NEMA NU 2-2007.....	57
II.10.4.1 Resolução Espacial.....	57
II.10.4.2 Fração Espalhada, perda de contagem, medida de eventos aleatórios...	58
II.10.4.3 Sensibilidade.....	60
II.10.4.4 Qualidade de Imagem.....	61
II.10.5 Testes IEC 61675-1.....	63
II.10.5.1 Resolução Espacial.....	63
II.10.5.2 Coeficiente de recuperação.....	63
II.10.5.3 Sensibilidade Tomográfica.....	64
II.10.5.4 Característica de taxa de contagem.....	64
II.10.5.5 Medida de Espalhamento.....	65
II.10.5.6 Correção de Atenuação.....	65

II.10.6 Testes IEC 61948-3.....	66
II.10.6.1 Fator de Calibração e Calibração Cruzada.....	66
II.10.6.2 Sensibilidade Relativa por Linha de Resposta.....	67
II.10.6.3 Resolução Transversa.....	67
II.10.6.4 Tamanho do Pixel.....	67
II.10.6.5 Partes Mecânicas.....	68
II.10.6.6 Sistema de Imagem e Documentação.....	68

### **CAPÍTULO III**

III. Materiais e Métodos.....	69
III. 1 Equipamentos PET no país.....	69
III.2 Estudos dos tipos de equipamentos, características construtivas e especificidades.....	69
III.3 Proposta de um protocolo de controle da qualidade da imagem.....	70
III.3.1 Simulador.....	70
III.3.2 Equipamento.....	71
III.3.3 Radiofármaco e medida de atividades.....	72
III.3.4 Protocolos de aquisição.....	74
III. 4 Parâmetros de qualidade de imagem medidos.....	77
III. 4.1 Métodos de medida de atividade no simulador.....	77
III. 4.2 Efeito da dimensão do cilindro em estudo.....	79
III. 4.3 Medidas de Contraste.....	80
III. 4.4 Variabilidade da Radiação de Fundo.....	81
III. 4.5 Medidas de Uniformidade da Imagem.....	81

III. 4.6 Medidas de Resolução Espacial.....	82
III.4.7 Medidas de Contraste por programa de avaliação de imagem RadiAnt™.....	83

## CAPÍTULO IV

IV. Resultados e discussão.....	85
IV. 1 – TESTE 1.....	86
IV.1.1 Medidas em 2D – Razão 2,4:1.....	86
IV.1.1.1 Aquisição em 2 minutos por maca.....	86
IV.1.1.2 Aquisição em 3, 4 e 5 minutos por maca.....	90
IV.1.1.3 Comparação entre as varreduras com tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca.....	92
IV.1.2 Medidas em 3D – Razão 2,4:1.....	96
IV.1.3 Resolução para Razão 2,4:1.....	101
IV.1.4 Uniformidade para Razão 2,4:1.....	102
IV. 2 – TESTE 2.....	103
IV.2.1 Medidas em 2D – Razão 5,5:1.....	103
IV.2.2 Medidas em 3D – Razão 5,5:1.....	108
IV.2.3 Resolução para Razão 5,5:1.....	111
IV.2.4 Uniformidade para Razão 5,5:1.....	112
IV. 3 – TESTE 3.....	113
IV.3.1 Medidas em 2D – Razão 7,98:1.....	114
IV.3.2 Medidas em 3D – Razão 7,98:1.....	117

IV.3.3 Resolução para Razão 7,98:1.....	122
IV.3.4 Uniformidade para Razão 7,98:1.....	122
IV. 4 – TESTE 4.....	123
IV.4.1 Medidas em 2D – Razão 10,55:1.....	123
IV.4.2 Medidas em 3D – Razão 10,55:1.....	128
IV.4.3 Resolução para Razão 10,55:1.....	131
IV.4.4 Uniformidade para Razão 10,55:1.....	132
IV. 5. Comparação entre as razões atividade na lesão para atividade no BG.....	133
IV. 5. 1 Comparação dos resultados para modo 2D.....	133
IV. 5. 2 Comparação dos resultados para modo 3D.....	136
IV. 6. Avaliação pelo programa de imagem RadiAant™.....	140
IV.6.1 Avaliação em modo 2D.....	141
IV.6.1.1 Avaliação das medidas de contraste e de coeficientes de recuperação pelo programa RadiAnt™.....	141
IV.6.1.2 Resolução Espacial.....	144
IV.6.1.3 Uniformidade.....	145
IV.6.2 Avaliação em modo 3D.....	146
IV.6.2.1 Avaliação das medidas de contraste e de coeficientes de recuperação pelo programa RadiAnt.....	146
IV.6.2.3 Resolução Espacial.....	149
IV.6.2.4 Uniformidade.....	150
IV.7. Comparação entre as medidas realizadas na estação de trabalho e pelo programa RADiant para a razão 7,98:1.....	150
IV.8 PROTOCOLO DE TESTES.....	152

## **CAPÍTULO V**

V – CONCLUSÃO.....	160
TRABALHOS FUTUROS.....	162
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	163

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1:	Configurações de detectores utilizados em PET.....	8
Figura 2:	Representação da emissão e aniquilação do pósitron.....	12
Figura 3:	Esquema de detecção em coincidência proveniente de eventos aleatórios, espalhados e verdadeiros.....	13
Figura 4:	Esquema de formação da imagem em sistema PET.....	14
Figura 5:	Esquema da detecção em coincidência em uma câmara PET.....	15
Figura 6:	Molécula de FDG.....	17
Figura 7:	Acoplamento detectores - fotomultiplicadoras (PMT).....	22
Figura 8:	Esquema de aquisição bidimensional (2D) e tridimensional (3D).....	27
Figura 9:	Esquema de detecção da aniquilação em dois detectores, para uma linha de resposta.....	28
Figura 10:	Normalização de detectores.....	37
Figura 11:	Retroprojeção filtrada de uma fonte pontual.....	42
Figura 12:	Contagem de eventos em um sistema PET ideal.....	45
Figura 13:	Representação do sinograma.....	54
Figura 14:	Teste de Normalização.....	56
Figura 15:	Simulador NEMA para testes de espalhamento.....	59
Figura 16:	Simulador NEMA para medida de sensibilidade.....	60
Figura 17:	Sensibilidade relativa dos planos em aquisições 2D e 3D.....	60
Figura 18:	Simulador NEMA/IEC™ para qualidade de imagem.....	62
Figura 19:	Regiões de interesse colocadas em um simulador NEMA/IEC para análise da qualidade de imagem.....	62
Figura 20:	Simuladores IEC 61675-1.....	66
Figura 21:	Estrutura do Simulador.....	71
Figura 22:	Equipamento PET/CT Discovery™ STE.....	72
Figura 23:	Medidor de atividade ou activímetro.....	73
Figura 24:	Imagens do simulador utilizado sem realização de correção de atenuação para aquisições 2D e 3D.....	75
Figura 25:	Esquema de testes para a definição do protocolo.....	76
Figura 26:	Desenho das regiões de interesse de 8, 12, 16 e 25 mm, na imagem do CT.....	77

Figura 27:	Alinhamento do simulador no campo de visão axial (FOV axial) do equipamento PET/CT.....	78
Figura 28:	Análise de uniformidade da imagem pela medida de SUV <sub>médio</sub> .....	82
Figura 29:	Avaliação visual da resolução da imagem através da relação com o diâmetro da menor haste visível presente no simulador.....	82
Figura 30:	Desenho das regiões de interesse estabelecidas pela imagem de tomografia.....	84
Figura 31:	Display do controle diário realizado no PET.....	85
Figura 32:	Resultado das medidas de variabilidade da radiação de fundo, BG, 2D.....	87
Figura 33:	Resultado das medidas de SUV para cada ROI considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	87
Figura 34:	Resultado dos valores de Contraste para cada ROI considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	88
Figura 35:	Resultado dos Coeficientes de Recuperação para cada ROI considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	88
Figura 36:	Resultado dos Coeficientes de Recuperação da lesão quente para cada ROI, para os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	89
Figura 37:	Resultado dos cálculos dos Coeficientes de Recuperação de Contraste para cada ROI, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	89
Figura 38:	Resultado de Contraste aplicado às lesões frias (ar, água e teflon) para ROI de 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	90
Figura 39:	Resultado das medidas de SUV para cada ROI, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.....	91
Figura 40:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da Radiação de Fundo (BG) para aquisições com tempos de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca, 2D.....	92
Figura 41:	Comparação entre os resultados de contraste para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, 2D.....	93

Figura 42:	Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, 2D (outra representação).....	93
Figura 43:	Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, 2D.....	94
Figura 44:	Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, 2D (outra representação).....	94
Figura 45:	Comparação entre os resultados contraste nas lesões frias (ar, água e teflon) para aquisições de tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, em função do método de medida do SUV, 2D.....	95
Figura 46:	Cortes centrais dos simuladores para tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos /maca, 2D.....	95
Figura 47:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para aquisições com tempos de 2, 3, 4 e 5 min/maca, medidos pelos SUVmédio, 3D.....	96
Figura 48:	Resultado das medidas de SUV para cada ROI de diâmetros 8,12,16 e 25mm considerando os diferentes métodos de quantificação e diferentes tempos de aquisição, 3D.....	97
Figura 49:	Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, modo 3D.....	98
Figura 50:	Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, modo 3D (visualização alternativa).....	98
Figura 51:	Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, modo 3D.....	99
Figura 52:	Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI, entre os tempos de aquisição para diferentes métodos de quantificação, 3D (outra representação).....	99

Figura 53:	Comparação entre os resultados de Contraste nas lesões frias entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca para diferentes métodos de quantificação, 3D.....	100
Figura 54:	Representação das imagens dos cortes centrais para os diferentes tempos de aquisição 2, 3, 4 e 5 minutos por maca, 3D.....	100
Figura 55:	Representação das medidas visuais de resolução espacial através das hastes contidas no simulador, para medidas em 3D.....	101
Figura 56:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.....	105
Figura 57:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio .....	105
Figura 58:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx , em função do tamanho da região de interesse.....	106
Figura 59:	Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio.....	106
Figura 60:	Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmáx.....	107
Figura 61:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.....	109
Figura 62:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio.....	109
Figura 63:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação para as três varreduras, por método de análise de SUVmáx .....	110
Figura 64:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio..	110
Figura 65:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.....	111
Figura 66:	Representação das medidas visuais de resolução espacial através das hastes contidas no simulador, para medidas em 3D.....	112

Figura 67:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras, pelo SUVmédio.....	115
Figura 68:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.....	115
Figura 69:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmáx, em função do tamanho da região de interesse.....	116
Figura 70:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio.....	116
Figura 71:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.....	117
Figura 72:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.....	119
Figura 73:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio , em função do tamanho da região de interesse.....	119
Figura 74:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmáx , em função do tamanho da região de interesse.....	120
Figura 75:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio..	120
Figura 76:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.....	121
Figura 77:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras, pelo SUVmédio.....	125
Figura 78:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) para três varreduras, medidos pelo SUVmédio.....	125
Figura 79:	Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUVmédio , em função do tamanho da região de interesse.....	126

Figura 80:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUV <sub>máx</sub> , em função do tamanho da região de interesse.....	126
Figura 81:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUV <sub>médio</sub> ..	127
Figura 82:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUV <sub>máx</sub> .....	129
Figura 83:	Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUV <sub>médio</sub> .....	129
Figura 84:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUV <sub>médio</sub> , em função do tamanho da região de interesse, 3D.....	130
Figura 85:	Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação encontrados para as três varreduras, por método de análise de SUV <sub>máx</sub> , em função do tamanho da região de interesse, 3D.....	130
Figura 86:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUV <sub>médio</sub> ..	131
Figura 87:	Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUV <sub>máx</sub> .....	133
Figura 88:	Valores médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>médio</sub> , modo 2D.....	133
Figura 89:	Valores médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>máx</sub> , modo 2D.....	134
Figura 90:	Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>médio</sub> , modo 2D.....	135
Figura 91:	Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>máx</sub> , modo 2D.....	135
Figura 92:	Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>médio</sub> , modo 2D.....	136

Figura 93:	Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>máx</sub> , modo 2D.....	136
Figura 94:	Valores de médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de análise de SUV <sub>médio</sub> , modo 3D.....	137
Figura 95:	Valores de médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de análise de SUV <sub>máx</sub> , modo 3D.....	137
Figura 96:	Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>máx</sub> , modo 3D.....	138
Figura 97:	Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>médio</sub> , modo 3D.....	138
Figura 98:	Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV <sub>máx</sub> , modo 3D.....	139
Figura 99:	Desenho das regiões de interesse (ROI) para avaliação de imagem.....	141
Figura 100:	Valores médios de contraste para as diferentes varreduras, em função das regiões de interesse, modo 2D.....	143
Figura 101:	Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes varreduras, em função das regiões de interesse, modo 2D.....	143
Figura 102:	Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes varreduras, em função da ROI, modo 2D.....	144
Figura 103:	Valores médios de contraste nas lesões frias para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 2D.....	144
Figura 104:	Medidas de uniformidade através.....	145
Figura 105:	Valores médios de contraste para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.....	147
Figura 106:	Valores médios de coeficiente de recuperação para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.....	148

Figura 107: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.....	148
Figura 108: Valores médios de contraste nas lesões frias para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.....	149

## INDICE DE TABELAS

Tabela 1:	Propriedades Físicas dos Radionuclídeos Pósitron-emissores.....	18
Tabela 2:	Propriedades Físicas dos Cintiladores para PET.....	24
Tabela 3:	Projeto e Desempenho de Tomógrafos PET comerciais.....	33
Tabela 4:	Testes recomendados pela NEMA (2001 e 2007) e IEC.....	52
Tabela 5:	Características do equipamento PET/CT estudado.....	72
Tabela 6:	Medidas realizadas em cada teste para as regiões de interesse (ROI) e para a radiação de fundo. (BG).....	78
Tabela 7:	Métodos de medida de SUV utilizado na quantificação em estudo....	79
Tabela 8:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.....	96
Tabela 9:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.....	101
Tabela 10:	Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 2,4:1 em função dos tempos de aquisição.....	102
Tabela 11:	Medidas de uniformidade para razão 2,4:1 para os modos 2D e 3D...	102
Tabela 12:	Valores médios, desvio padrão (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUV <sub>médio</sub> e SUV <sub>máx</sub> , para razão 5,5:1, 2D.....	104
Tabela 13:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.....	107
Tabela 14:	Valores médios, desvio padrão (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUV <sub>médio</sub> e SUV <sub>máx</sub> , para razão 5,5:1, 3D.....	108
Tabela 15:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.....	111
Tabela 16:	Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 2,4:1 em função dos tempos de aquisição.....	112
Tabela 17:	Uniformidade para as três varreduras, 2D.....	113
Tabela 18:	Uniformidade para as três varreduras, 3D.....	113

Tabela 19:	Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 7,98:1, modo 2D.....	114
Tabela 20:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.....	117
Tabela 21:	Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 7,98:1, modo 3D.....	118
Tabela 22:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.....	121
Tabela 23:	Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 7,98:1 em função dos tempos de aquisição.....	122
Tabela 24:	Uniformidade para as três varreduras, 2D.....	122
Tabela 25:	Uniformidade para as três varreduras, 3D.....	123
Tabela 26:	Valores médios, desvios (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 10,55:1, modo 2D.....	124
Tabela 27:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação modo 2D.....	127
Tabela 28:	Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 10,55:1, modo 3D.....	128
Tabela 29:	Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.....	131
Tabela 30:	Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 7,98:1 em função dos tempos de aquisição.....	132
Tabela 31:	Uniformidade para as três varreduras, modo 2D.....	132
Tabela 32:	Uniformidade para as três varreduras, modo 3D.....	132
Tabela 33:	Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 10,55:1, modo 2D.....	142

Tabela 34: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação e, modo 2D.....	142
Tabela 35: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 7,98:1 pelo programa RadiAnt.....	145
Tabela 36: Uniformidade para as três varreduras, 2D.....	146
Tabela 37: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida no programa RadiAnt, para razão 7,98:1, modo 3D.....	146
Tabela 38: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.....	147
Tabela 39: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 7,98:1 pelo programa RADAnt.....	149
Tabela 40: Uniformidade para as três varreduras, 3D.....	150
Tabela 41: Comparação das quantificações realizadas pelo método RadiAnt e pelas medidas na estação de trabalho do operador, pela aplicação do coeficiente de recuperação.....	151

## NOMENCLATURA

### Instituições:

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CDTN	Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CRCN-NE	Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro

## **Termos Técnicos:**

2D	Modo de aquisição bi-dimensional
3D	Modo de aquisição tri-dimensional
BaF <sub>2</sub>	Fluoreto de bário
BGO	Oxi-Germanato de Bismuto
CR	Coefficiente de Recuperação
CRC	Coefficiente de Recuperação de Contraste
CRLQ	Coefficiente de Recuperação da Lesão Quente
CsF	Fluoreto de Césio
CT	Computed Tomography
FBP	Filtered Back-Projection
FDG	2-fluordeoxi-D-glicose
FOV	Field of View - Campo de visão
FWHM	Full width at half-maximum amplitude
FWTM	Full width at tenth-maximum amplitude
GSO	Oxiortosilicato de Gadolínio
LOR	Linha de resposta
LSO	Oxiortosilicato de lutécio
ML-EM	Maximum Likelihood Expectation Maximization
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NaI (Tl) I	odeto de sódio ativado com Tálcio
NECR	Noise Effective Count Rate
OS-EM	Ordered Subsets Expectation Maximization
PET/CT	Positron Emission Tomography associated with Computed Tomography
PET	Positron Emission Tomography
PMT	Tube Fotomultiplicador
PVE	Partial Volume Effect
ROI	Região de Interesse
SD	Desvio Padrão
SF	Scatter Fraction
SPECT	Single Photon Emission Tomography
SUV	Standard Uptake Value
TAC	Curva tempo por atividade

# CAPÍTULO I

## I. 1 - Introdução

Medicina Nuclear (MN) é uma especialidade médica na qual um composto químico contendo um isótopo radioativo é administrado a um paciente por via oral, intravenosa ou por inalação, com finalidade diagnóstica ou terapêutica. Enquanto é comum para todas as especialidades médicas, é particularmente verdade para a MN sua dependência com os avanços da tecnologia. Desenvolvimentos nas áreas de eletrônica, física, ciência da computação, radiofarmácia, radioquímica, tanto quanto da biologia molecular, estão intimamente relacionadas com a Medicina Nuclear.

A variedade de procedimentos e os benefícios, tanto diagnósticos quanto terapêuticos, bem como o uso como ferramenta de decisão quanto ao tratamento mais adequado e posterior acompanhamento, tem levado a essa especialidade grande reconhecimento no mundo todo.

Nas duas últimas décadas, os maiores avanços na área de diagnóstico são a combinação da biologia molecular e a ciência da imagem, originando novos campos de estudo. Estes incluem todas as modalidades de imagem hoje consagradas no mundo ou, ainda, em processo de desenvolvimento, sejam as tomografias por emissão de fóton único (*Single Photon Emission Computed Tomography – SPECT*), a tomografia por emissão de pósitrons (*Positron Emission Tomography – PET*), a ressonância magnética funcional e dinâmica (*Magnetic Resonance Imaging – MRI*), a tomografia computadorizada dinâmica (*Dynamic Computed Tomography – CT*), entre outras [1].

Em contraste com outras modalidades de imagem como CT e MRI que primariamente fornecem informações sobre a estrutura anatômica, as técnicas de imagem funcional em Medicina Nuclear, como PET, podem fornecer a imagem e, ainda, quantificar funções bioquímicas e fisiológicas. Essa informação é importante por permitir a detecção de variações metabólicas causadas por doenças antes que as anomalias estruturais sejam evidentes. Têm a habilidade de detectar células cancerosas baseando-se no processo molecular e biológico no tecido tumoral que é distinto do processo em tecido sadio, possibilitando a avaliação de qualquer alteração. Essas técnicas normalmente não fornecem imagens com a mesma resolução da imagem anatômica como a resultante da ressonância magnética (MRI) e da tomografia computadorizada (CT). Se apenas detalhes precisos da informação anatômica são requeridos, as técnicas de MN não são uma boa escolha. Porém, grande avanço tem sido

observado na utilização de técnicas em conjunto, ou seja, na fusão de imagens de CT e MRI em combinações com SPECT e PET que fornecem, além da localização anatômica precisa, os dados metabólicos [1,2].

A tomografia por emissão de pósitrons pode ser dita como originada nos anos 1950, quando uma classe particular de substâncias radioativas foi utilizada pela primeira vez como traçador. Desde então ficou conhecido que os fótons de alta energia, produzidos pela aniquilação das partículas pósitron-elétron poderiam ser utilizados para descrever a distribuição fisiológica deste no corpo humano em três dimensões [3,4,5].

PET é uma tecnologia que usa radioisótopos de meia-vida curta, de até duas horas, que permite uma imagem diagnóstica não invasiva de um processo metabólico, avaliando-se o distúrbio desse processo ocasionado por uma doença.

A técnica tem se desenvolvido em grande escala nos países denominados do primeiro mundo. Sabe-se que nos Estados Unidos e na Alemanha cerca de 300 equipamentos estão hoje disponíveis para os mais variados exames. Na Austrália grande esforço tem sido concentrado de forma a regulamentar e difundir seu uso através de normas nacionais [6]. No Brasil, a utilização de pósitron emissor iniciou-se em 1999, com pesquisas em São Paulo na produção do radioisótopo Flúor ( $^{18}\text{F}$ ) e no desenvolvimento da molécula marcada de glicose, utilizando-se um equipamento denominado “híbrido”, uma associação da gamacâmara SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography – SPECT*) de duas cabeças a  $180^{\circ}$  com detectores de iodeto de sódio “dopados” com tálio, NaI (Tl), acoplados a um sistema de detecção de coincidências. Hoje podemos contar com pelo menos vinte e cinco equipamentos, entre híbridos SPECT e PET dedicados, sendo que também se encontram no país sistemas PET acoplados a tomógrafos computadorizados por emissão de raios-X (PET/CT) [7].

O desenvolvimento de radioisótopos e a comercialização de emissores de pósitrons também foram determinantes no aprimoramento da técnica. As imagens com PET foram inicialmente baseadas no uso do oxigênio ( $^{15}\text{O}$ ), marcado em moléculas de oxigênio ( $\text{O}_2$ ), de monóxido de carbono (CO) e de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ), por limitações de produção em cíclotrons disponíveis na época. Somente em meados dos anos de 1970 outras máquinas foram desenvolvidas e, então, surgiram os isótopos hoje conhecidos e utilizados na pesquisa médica, seja carbono ( $^{11}\text{C}$ ), nitrogênio ( $^{13}\text{N}$ ), oxigênio ( $^{15}\text{O}$ ), flúor ( $^{18}\text{F}$ ) [4].

No Brasil, tem-se, até 2010, apenas a produção de flúor, na forma de molécula marcada de glicose ou fluoreto de sódio. Até 2006, em função do monopólio da União

na produção de material radioativo, esse radiofármaco era produzido apenas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN através de seus institutos em São Paulo, pelo IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (SP), no Rio de Janeiro pelo IEN – Instituto de Engenharia Nuclear (RJ), em Belo Horizonte pelo CDTN – Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear e em Recife pelo CRCN–NE – Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste [7]. Com a Emenda Constitucional nº 49, de 8 de Fevereiro de 2006 [8], houve a quebra do monopólio na produção e comercialização de radioisótopos de meia-vida igual ou inferior a duas horas, possibilitando a produção de radioisótopos pósitron-emissores para a tecnologia PET pela iniciativa privada. Desde então, um número cada vez maior de investidores da área médica tem adquirido equipamentos para produção própria.

O desafio dentre a gama de tipos de equipamentos de diversos fabricantes, com configurações geométricas e protocolos de aquisição específicos, é estabelecer um sistema mínimo de garantia de qualidade do equipamento visando uma suficiente qualidade da imagem diagnóstica [9].

Em todo o mundo vários esforços têm sido feitos de forma a padronizar desempenhos, definir testes e controles mínimos sendo que, porém, a maioria dos usuários segue apenas recomendações dos fabricantes.

No Brasil temos o mesmo cenário, os usuários seguem recomendações de fabricantes e não apresentam, portanto, um padrão. O órgão nacional responsável pelo controle de uso de material radioativo no país é a Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, através do licenciamento e controle de diferentes práticas, além da certificação dos profissionais e responsáveis pelas mesmas. A CNEN especifica em suas normas os controles mínimos dos equipamentos da área médica que utilizam fontes radioativas, mas, devido ao avanço tecnológico, não prevê ainda a utilização da técnica PET. As normas hoje vigentes, as básicas CNEN-NE-3.01 [10] e NE-3.02 [11], e a específica para a prática de Medicina Nuclear CNEN-NE-3.05 [12], são relativamente antigas não abordando equipamentos por tecnologia PET e, conseqüentemente, o controle de qualidade mínimo a ser adotado pelo usuário.

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), órgão federal do Ministério da Saúde que regulamenta o setor de saúde tem somado esforços na tentativa de introdução de princípios básicos para o funcionamento desses serviços. Através da Resolução da Diretoria Colegiada RDC nº38 [13], a ANVISA estabelece um regulamento técnico para a instalação e funcionamento de serviços de medicina nuclear

no país, apresentando requisitos mínimos e parâmetros de controle sanitário. Nesta RDC fica estabelecido que os serviços devam possuir um programa de garantia da qualidade, incluindo o controle e garantia da qualidade dos equipamentos de terapia e diagnóstico. Esse documento, porém, não tem sido utilizado na íntegra devido à grande quantidade de testes requeridos como controle de rotina no funcionamento dos serviços, levando a um alto custo de máquina/hora e de material radioativo despendido para os ensaios. Pelo exposto, um consenso sobre esses controles ainda não foi estabelecido.

## **I.2 – Objetivos**

O presente trabalho teve como objetivo desenvolver um protocolo de controle de qualidade da imagem em sistemas emissores de pósitrons dedicados, PET e PET/CT, visando estabelecer testes e condições mínimas de operação para os equipamentos utilizados no Brasil.

Foi realizada a definição de parâmetros que pudessem ser verificados através de testes práticos a serem realizados como rotina nos serviços de MN, independente do tipo de equipamento instalado, das distintas configurações geométricas e dos protocolos de aquisição, visando uma suficiente qualidade da imagem diagnóstica.

Ao longo do trabalho, características de quantificação das imagens nesses sistemas foram abordadas. Como decorrência, algumas recomendações são propostas quanto ao uso dessa ferramenta como forma de abordagem clínica no diagnóstico e tratamentos de tumores.

## CAPÍTULO II

### II. 1 Fundamentos Teóricos

Uma qualidade de imagem aceitável, com uma dose de radiação mínima possível deve ser o objetivo do processo de diagnóstico em medicina nuclear como um todo. De acordo com as normas e recomendações internacionais [14,15], as exposições médicas devem ser justificadas levando-se em conta os benefícios do procedimento contra um possível dano causado pela utilização da radiação, levando-se em conta também técnicas alternativas que não envolvam exposição médica.

É muito difícil fazer um balanço adequado entre a perda de informação diagnóstica e a redução da dose ao paciente. A diminuição da dose administrada ao paciente não é o melhor método para a otimização da proteção, pois ignora a degradação da informação diagnóstica até o ponto onde esta possa ser inaceitável [16].

Vários modelos para o cálculo de doses em órgãos e tecidos são adotados. Dentre eles, os internacionalmente reconhecidos estão publicados nos anais da “International Commission on Radiological Protection – ICRP”. Modelos biocinéticos e dados dosimétricos de alguns radiofármacos utilizados na Medicina Nuclear são encontrados na ICRP 80 [17]. Os métodos de seleção de tecidos e órgãos para os cálculos de dose, a escolha de modelos metabólicos adequados para o cálculo das doses absorvidas pelos pacientes são fornecidos nas publicações ICRP 53 e 103 [18,19].

Desde que a dose seja justificável, a otimização da proteção radiológica do paciente passa a ser fator de grande importância onde a falha, ou mau funcionamento de algum componente do equipamento utilizado deve ser rapidamente identificado de forma a evitar exposições médicas não planejadas. Os responsáveis pelos serviços de Medicina Nuclear devem tomar todas as medidas possíveis e necessárias para prevenir falhas ou erros, incluindo o estabelecimento de procedimentos adequados de calibração, controle de qualidade e operação dos equipamentos de diagnóstico e terapia. Deve ainda ser assegurado que a exposição dos pacientes seja a mínima requerida para encontrar o objetivo diagnóstico, levando em conta outros exames previamente executados pelo paciente e estabelecer protocolos que levem em conta os níveis de referência para exposição médica [20,21].

Vários grupos de estudo [14,22] trabalham na adoção de níveis de referência para diagnóstico em Medicina Nuclear. Cabe ressaltar que, em vários trabalhos publicados, os valores apresentados de atividade administrada ao paciente são

recomendações, apresentadas como referência a não ser excedida ou a ser investigada quando excedida. Ressalta-se também que esses níveis de referência devem ser adotados por regiões, devido a características diversas tais como tecnologia dos equipamentos utilizados, treinamento do corpo técnico, acesso a informação, nível de atendimento médico, controle de qualidade de imagem, entre outros.

O profissional médico e os outros profissionais da equipe, por sua vez, devem buscar a mínima exposição do paciente, garantindo uma qualidade de imagem aceitável, através do estabelecimento de alguns parâmetros como:

- Escolha adequada do radiofármaco a ser administrado;
- Características físicas do paciente como idade, peso, sexo, possível gravidez e amamentação;
- Utilização de métodos de bloqueio de órgãos que não estejam em estudo;
- Aceleração da excreção do material radioativo, caso aplicável;
- Aquisição e processamento adequado da imagem [14, 15, 20, 21].

Fica, então, evidente que um programa de garantia de qualidade para as exposições médicas em todo o serviço de MN é parte importante do processo de otimização da proteção radiológica do paciente. O controle do equipamento diagnóstico, os parâmetros de aceitação e de referência, o acompanhamento diário de desempenho, são itens relevantes na adoção da prática.

Com o desenvolvimento de novas tecnologias de diagnóstico, entre elas as tomografias por emissão de pósitrons (PET), vários são os desafios, não apenas quanto ao uso da tecnologia como ferramenta médica, quanto à correta aplicação dos conceitos de radioproteção referente às doses administradas aos pacientes e respectivos controles.

## **II. 2 Estado da Arte**

A primeira aplicação de radiação oriunda da aniquilação pósitron-elétron na obtenção de uma imagem médica foi relatada em 1950, pelo Massachusetts General Hospital, como uma tentativa de melhorar a qualidade das imagens na detecção de tumores e na avaliação de outras doenças cerebrais através de mudanças na sensibilidade e na resolução dos exames executados até então. O laboratório de pesquisa em física do mesmo hospital possuía um equipamento de varredura (“scanner”) de emissão simples contendo dois detectores de iodeto de sódio ativados com Tálcio, NaI (Tl), instalados em sentidos opostos. Apesar da natureza experimental e pouco tecnológica desses instrumentos, as imagens resultantes eram significativamente

melhores do que outros instrumentos em uso até então. Os dados eram obtidos por translação dos dois detectores opostos, utilizando detecção por coincidência, com movimentos em duas dimensões e acoplado a um mecanismo de impressão que formava uma imagem bi-dimensional da fonte de pósitron. O sucesso do protótipo levou à construção de um equipamento de varredura clínico em 1952, específico para imagens cerebrais. Várias versões desse equipamento foram construídas e comercializadas posteriormente [2].

Porém estava claro que a sensibilidade ainda deveria ser melhorada e, então, um equipamento híbrido (PET e SPECT) surgiu em 1962. Este equipamento apresentava duas fileiras de detectores, com nove detectores cada, ligados por um sistema de coincidência com três detectores na direção oposta. Os detectores rodavam em uma direção, e uma imagem bi-dimensional era formada. Esse equipamento foi desenvolvido para imagens cerebrais e utilizado durante pelo menos uma década.

O primeiro equipamento que utilizou o conceito arranjos de detectores foi denominado PC-I em 1970, incorporando a rotação e a translação de dois blocos, podendo produzir imagens em planos paralelos ao plano dos detectores ou imagens tomográficas, em planos transversos. No mesmo ano de 1970, foi desenvolvida a técnica de reconstrução de imagem denominada retroprojeção filtrada por Chesler [23] que coletou em laboratório dados de transmissão e emissão com um equipamento de varredura de bancada. Com esses dados, poder-se-ia conseguir três imagens tomográficas: uma imagem de emissão, uma de transmissão e uma imagem de emissão corrigida pela absorção do meio. Este conceito foi aplicado ao PC-I, posteriormente denominado PET, por realizar uma tomografia por emissão de pósitrons. O desenvolvimento da retroprojeção filtrada foi o primeiro método de reconstrução utilizado em PET e em CT. Até 1976 o PC-I, e outra versão denominada PC-II, foram utilizados em estudos de fluxo sanguíneo, volume sanguíneo e metabolismo de oxigênio em coração e pulmão de animais e homens, tanto quanto em imagens da função pulmonar usando  $^{15}\text{O}$ , estudos de fluxo sanguíneo de cérebro e coração com  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  e  $^{68}\text{Ga}$  e, ainda, varreduras com  $^{18}\text{F}$  [2].

Tornou-se evidente para todos os pesquisadores que o desenvolvimento de um arranjo de detectores de forma circular ou cilíndrica seria a próxima etapa. Os primeiros a proporem sistemas em forma de anel foram Robertson e Marr em 1973 [24] e Cho em 1975 [25]. Esta técnica possuía ainda a limitação do tamanho do anel, não podendo ser utilizada para volumes maiores.

Um anel que utiliza um grande número de detectores individualmente codificados com pequenas fotomultiplicadoras foi proposto em 1979 por Derenzo et al [26]. Porém, um código analógico que permitisse o uso de pequenos detectores identificados por um número menor de fotomultiplicadoras só foi proposto por Burnham em 1981 [27]. O conceito foi aplicado para um anel e arranjos cilíndricos de detectores, de forma a produzir imagens PET de alta resolução, sem a necessidade de movimento desse anel. Isso conduziu ao desenvolvimento de dois sistemas PET, PCR-I em 1985 [28] utilizando um anel de detectores e PCR-II em 1988 [29] e em 1989 [30], utilizando um novo arranjo cilíndrico. Esses equipamentos foram utilizados por muitos anos, produzindo imagens de alta resolução em uma variedade de estudos de cérebro, coração e, ainda, em estudos oncológicos. A limitação de apenas um anel do PCR-I foi suprida pelo uso de movimentos da maca no sentido axial e pela aquisição da imagem por secções do corpo, ou seja, por passos ou por número de macas (*per bed*). Esse procedimento proporcionou a obtenção de imagens por cortes transversais, sagitais e coronais [2].

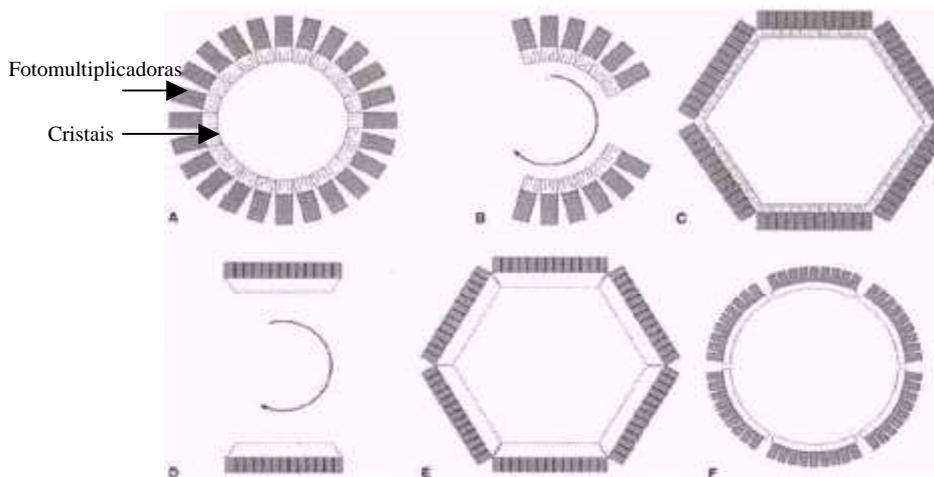


Figura 1- Configurações de detectores utilizados em PET: (A) blocos de detectores em forma de anéis, arranjo mais utilizado até hoje; (B) anéis parciais rotativos de blocos de detectores; (C) arranjo hexagonal de carreiras de detectores; (D) arranjo de dois grandes detectores rotativos como nas gamacâmaras por sistema SPECT com sistema de coincidência (híbridos); (E) arranjo hexagonal com detectores de grande área; (F) arranjo circular de seis detectores curvos de grande área [31].

Os primeiros detectores PET eram planares, com a configuração da tradicional gamacâmara, utilizando-se uma espessura maior do cristal (Figura 1, D). Esse sistema, por trabalhar com apenas dois detectores de grandes dimensões, só recebe um fóton de aniquilação por vez levando a um grande aumento no tempo morto do detector. Dessa

forma, a taxa de contagem de coincidência é bastante baixa, diminuindo a sensibilidade do sistema. A vantagem é que apenas a fotomultiplicadora da região onde ocorre o sinal de maior intensidade é utilizada para a localização do evento. Outra configuração bastante utilizada no passado foi a octogonal ou hexagonal (Figura 1, E). Para que se obtivesse uma boa amostragem, o sistema deveria rodar, além da necessidade de deslocamento axial, tornando a parte mecânica do sistema bastante complexa.

Nos anos de 1990, a tecnologia PET foi introduzida realmente na rotina clínica em países da Europa e nos Estados Unidos. Desde então variações em relação ao tipo de detector, número de anéis, sistemas de reconstrução de imagens, entre outros, têm passado por muitas transformações. A utilização de um equipamento híbrido, gamacâmara SPECT com sistema de coincidência, disseminou o uso de pósitron-emissores na avaliação dos pacientes em oncologia e em outras áreas, como a cardiologia, a um menor custo [31].

Com respeito ao gerenciamento dos pacientes de câncer, PET afetou a estratégia de tratamento e planejamento, permitindo terapia mais agressiva em casos curáveis, avaliando a real necessidade de procedimentos cirúrgicos ou, ainda, guiando terapia paliativa com radiação em casos julgados não mais curáveis [32,33].

A habilidade de combinar informações metabólicas do PET com informações estruturais provenientes dos estudos com CT ou MRI proporciona um diagnóstico mais acurado onde ferramentas matemáticas são utilizadas para fusão dos dados em uma única imagem. A combinação das duas técnicas em apenas um equipamento, em um mesmo *gantry*, certamente melhora a localização de lesões, aumenta a especificidade e permite a correção da atenuação de diferentes tecidos de forma rápida, maximizando o que de melhor cada técnica pode fornecer. A tomografia computadorizada (CT) apresenta excelente resolução anatômica (em torno de 1 mm), boa diferenciação de tecidos e alta velocidade na aquisição da imagem; em contraste, fornece pouca informação funcional, é extremamente dependente do tamanho e da morfologia do achado para diferenciar tumores de estruturas normais. As aquisições de imagens de PET e de CT podem ser separadas, porém o cuidado no correto posicionamento do paciente de forma a não haver diferenças para o processo de fusão e, ainda, programas (*softwares*) sofisticados, são requisitos básicos para assegurar a qualidade da imagem [33,34].

Com a introdução do PET associado à tomografia computadorizada, PET/CT, desenvolvida por Beyer *et al* [33], pela primeira vez pôde-se investigar um paciente

com as características tanto da imagem funcional proveniente do PET, quanto da anatômica proveniente do CT, em um mesmo exame. Beyer [34] ainda faz, posteriormente, comparações quando ao manuseio do paciente frente às técnicas PET e PET/CT, demonstrando as vantagens do uso das duas tecnologias acopladas em um mesmo equipamento.

O uso de PET/CT pode proporcionar significativa variação no diagnóstico em 20% dos casos oncológicos. Mesmo nos casos onde não há esta variação, a confiabilidade e precisão no diagnóstico aumentam; pode afetar o tratamento significativamente aumentando a especificidade mais do que a sensibilidade [35]. É particularmente útil no planejamento de radioterapia, no acompanhamento de técnicas de tratamento como a quimioterapia, no planejamento pré-operatório e de biópsia, na avaliação de tumores de cabeça e pescoço, na detecção de recorrência de malignidades abdominais e pélvicas [34].

Têm-se hoje máquinas PET/CT para aquisição em modo bi e tridimensional (2D e 3D), com detectores de germanato de bismuto (BGO), oxiorosilicato de lutécio (LSO), oxiorosilicato de gadolínio (GSO), com ou sem fontes de correção de atenuação, aliados a CT de corte (“slice”) simples e de até 16 cortes (“slices”).

No Brasil, foi instalado em São Paulo o primeiro equipamento a ser utilizado para tomografia por emissão de pósitron em 1998. Consistia de um equipamento de tomografia por emissão de fóton único (SPECT), já existente no serviço, que sofreu alterações com a introdução de um cristal de NaI (TI) de maior espessura e com a instalação de um sistema de detecção de coincidência [7]. Esse equipamento operou por vários anos, realizando exames tanto com radiofármacos pósitron-emissores quanto com os de emissão gama, como o Tecnécio-99m. Desde então, equipamentos de diferentes fabricantes e de configurações distintas entraram em operação até hoje.

Na última década, PET tem sido a modalidade de imagem funcional que mais cresceu transformando-se de uma ferramenta de pesquisa em uma ferramenta usual na prática clínica. Novas geometrias têm sido estudadas, especialmente para imagens de órgãos específicos, contando com o desenvolvimento de novos materiais cintiladores para detecção, novas técnicas de reconstrução de imagens, além de novos radiofármacos.

## **II. 3 Sistemas de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET)**

### II. 3.1 Princípios de funcionamento do Sistema PET

A tecnologia da tomografia por emissão de pósitrons baseia-se na detecção da coincidência de dois raios-  $\gamma$  de energia de aproximadamente 511 keV, resultantes da aniquilação mútua de um pósitron com um elétron. Quando um radioisótopo emite um pósitron, a diferença de massa entre o núcleo “pai” e o núcleo “filho” transforma-se em energia, que é compartilhada desigualmente entre o núcleo “filho” e o pósitron. O pósitron é então ejetado com energia cinética suficiente para viajar a alguma distância do núcleo “pai”, perdendo então energia na realização de colisões com o meio no qual está viajando antes de se combinar com um elétron e sofrer aniquilação. A distância média percorrida pelo pósitron é uma importante propriedade desses emissores para a área médica, já que atravessam meios de diferentes densidades no corpo do paciente, alcançando distâncias distintas antes de sofrer aniquilação. Esta propriedade é determinante na escolha do radioisótopo a ser utilizado já que interfere na localização exata de onde ocorre a aniquilação, afetando a resolução espacial do equipamento [36].

O resultado da aniquilação do pósitron é a produção de dois fótons de aniquilação, cada um com a energia correspondente a massa de repouso do elétron, isto é, 511 keV, e um neutrino, como representado na Figura 2. Esses dois fótons são emitidos a 180 graus, um em relação ao outro, porém, pelo fato de pósitron e elétron estarem em movimento, o ângulo formado entre eles não é de exatamente 180 graus, mas apresenta uma variação aleatória de cerca de 0,5 grau. Por esse ângulo não ser medido ou passível de medição, o equipamento PET o assume como 180 graus, ocasionando incerteza na localização do ponto exato da aniquilação [31,36].

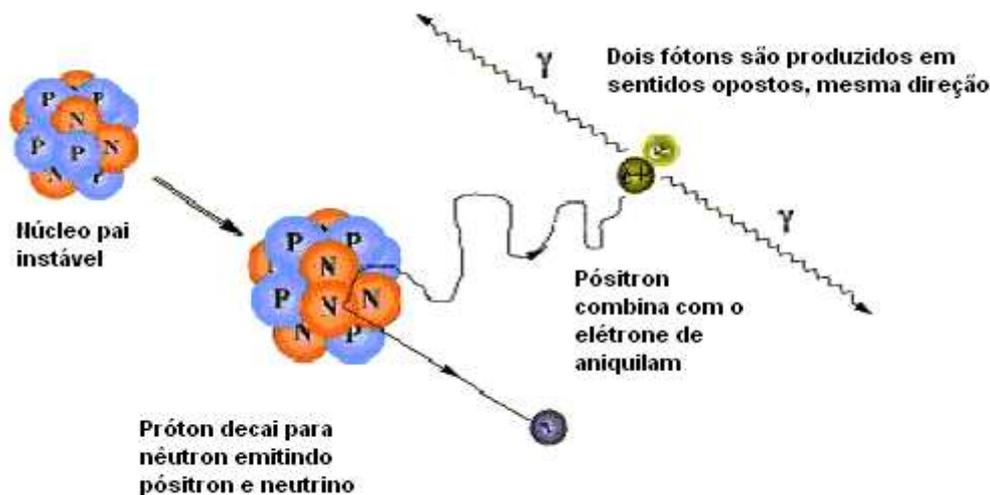


Figura 2 - Representação da emissão e aniquilação do pósitron [www. washington.edu].

A magnitude dessa incerteza depende da distância que separa os detectores e pode ser reduzido na utilização de máquinas menores, por exemplo, para exames cerebrais. Esse processo é conhecido como *non-collinearity blurring* e depende também da energia do elétron [36].

Cada fóton envolvido no processo é percebido como um evento único (*single*) e a contagem total, em contagens por segundo (cps), para o fóton individualmente é denominada contagem de fótons únicos (*singles count rate*).

O ponto de aniquilação não está confinado ao centro do campo de visão do equipamento e os fótons produzidos na aniquilação devem percorrer distâncias diferentes até o encontro com os detectores, levando para tanto tempos distintos. Apesar dos fótons viajarem na velocidade da luz, cerca de 30 cm/ns, o tempo de detecção pode diferir em mais do que 2ns, em um equipamento com abertura de campo de 60 cm. Por essa razão, uma janela temporal é ajustada durante a qual o par da aniquilação é considerado em coincidência. Esta janela é tipicamente de 8 a 16 ns para varreduras de corpo inteiro quando da utilização de cristais de cintilação relativamente vagarosos [31].

Somente quando os sinais de dois detectores diametralmente opostos são recebidos em coincidência, ou seja, na janela de tempo da ordem de nanosegundos denominada janela de coincidência ( $\tau$ ), o evento então é considerado como verdadeiro (*true coincidence event*) [31].

Os dois fótons de aniquilação devem sair do corpo do paciente para serem detectados. Se nenhum destes sofrer espalhamento, a linha que junta os dois detectores, denominada linha de resposta (LOR), irá passar pelo ponto de aniquilação. Porém, na prática, muitos fótons sofrem espalhamento ao atravessar o corpo do paciente e o meio entre os detectores, resultando na detecção de um número muito maior de eventos simples do que de eventos verdadeiros. Somente os fótons não espalhados, contagens verdadeiras, contribuem positivamente para a formação da imagem já que estas determinam a localização do evento de aniquilação e, conseqüentemente, um evento ou contagem na imagem reconstruída. É possível, ainda, que fótons não originados na mesma aniquilação sejam detectados nessa janela de tempo sendo considerados como eventos aleatórios (*randons events*). A Figura 3 demonstra a detecção de diversos tipos de eventos em PET [31,36].

Pelo fato de se considerar apenas o evento em coincidência, costuma-se afirmar que há colimação eletrônica e não se aplica a colimação através do uso de um material absorvedor como no caso das gamacâmaras convencionais.

Como resultado a sensibilidade, taxa de contagem medida por unidade de atividade, é cerca de duas a três vezes maior do que nos sistemas convencionais. Na verdade, como veremos posteriormente, alguns equipamentos possuem septos retráteis como ferramenta adicional de colimação, além de um discriminador de energia [31].

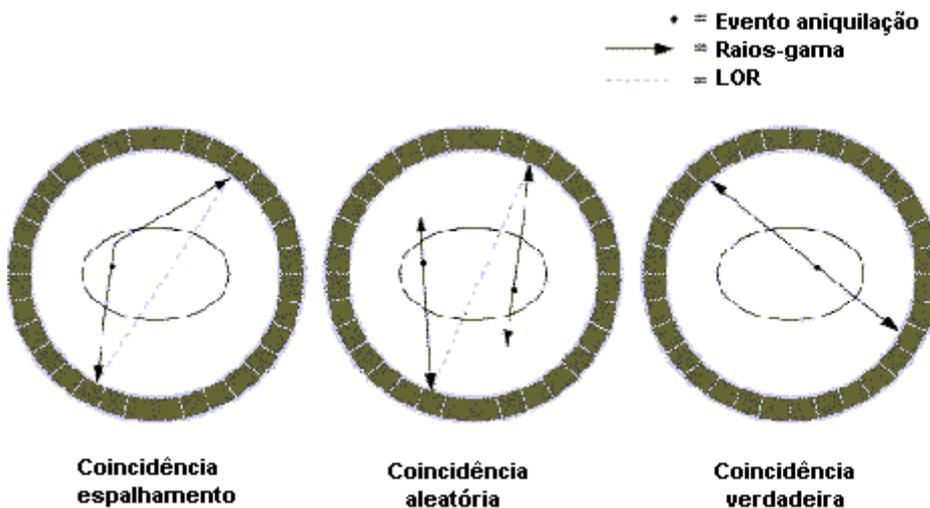


Figura 3 - Esquema de detecção em coincidência proveniente de eventos aleatórios, espalhados e verdadeiros [www. washington.edu].

Durante uma aquisição, todas essas contagens são coletadas e estocadas em um conjunto de memórias destinado para reprocessamento posterior. O local da memória é associado a cada linha de resposta (LOR) e é incrementado durante a aquisição de cada evento. Como os equipamentos PET modernos possuem milhares de detectores, como resultado tem-se milhões de linhas de resposta. A matriz de estocagem representando todas as LOR pode ser compactada através do reconhecimento de simetrias e pela combinação de contagens de linhas de resposta muito próximas em um mesmo local da memória. O arranjo de memórias usado para estocar os dados é chamado de sinograma.

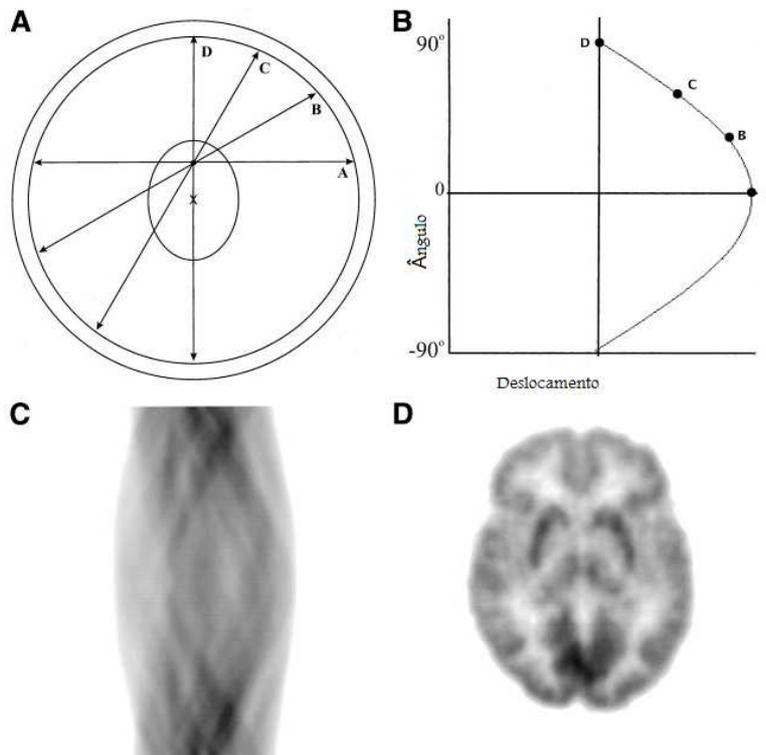


Figura 4 - Esquema de formação da imagem em sistema PET, formação de um sinograma através de cada LOR com sua respectiva orientação angular e distância do centro (X) do campo de visão do equipamento: (A) Local de interesse representado por uma elipse e quatro linhas de resposta; (B) As quatro LOR são desenhadas de acordo com sua orientação angular representada no eixo y e com a distância até o centro do campo de visão no eixo x; (C) Quando todas as LOR possíveis passando pelo local de interesse forem colocadas, formam-se curvas no formato de um sino, sinograma, resultantes das várias sobreposições de aniquilações em um mesmo par de detectores; (D) Imagem reconstruída correspondente ao sinograma descrito em (C) [36].

Pela Figura 4 vamos assumir que um pósitron é emitido da superfície localizada dentro do campo de visão (anel) dos detectores de um equipamento PET, aniquilando-se e, a seguir, emitindo dois raios- $\gamma$ . A detecção dessa coincidência é realizada pela LOR que conecta dois detectores a 180° como, por exemplo, no ponto A. A linha de resposta é caracterizada pelo ângulo de orientação da mesma e pela menor distância desta ao centro da abertura do equipamento. Esses valores são exportados para B, onde o ângulo de orientação, zero grau para o ponto A, é colocado no eixo y e a menor distância entre a LOR e o centro é colocada no eixo x. Três outras coincidências são representadas pelos pontos B, C e D, em ângulos e distâncias diferentes. Se um grande número de linhas de resposta é colocado como os pontos demonstrados acima, o gráfico resultante é um meio-sino. Este gráfico, devido a sua forma, é denominado de sinograma [36].

Todos os dados de um sistema PET são adquiridos diretamente como sinogramas, de forma similar a uma matriz em gamacâmaras planares. Cada par de detectores e a respectiva LOR correspondem a um pixel no sinograma, dependendo de seu ângulo de orientação e distância do centro. Portanto, para cada coincidência detectada, é determinada sua LOR e o pixel no sinograma associado a esta é localizado e incrementado. No sinograma final, o valor de cada pixel representa o número de detecção de coincidências entre um par de detectores opostos, com a respectiva LOR. Um sinograma é adquirido para cada corte que será posteriormente reconstruído [31,32].

Cada detector gera um pulso com o registro do fóton incidente. Esses pulsos são então combinados em um circuito de coincidência e, se estes se encontram dentro da janela de tempo pré-determinada ( $\tau$ ), são considerados como um sinal. A Figura 5 mostra o esquema de processamento de sinal em um sistema PET, onde cada canal 1 e 2 registram os eventos simples e o canal soma registra a coincidência.

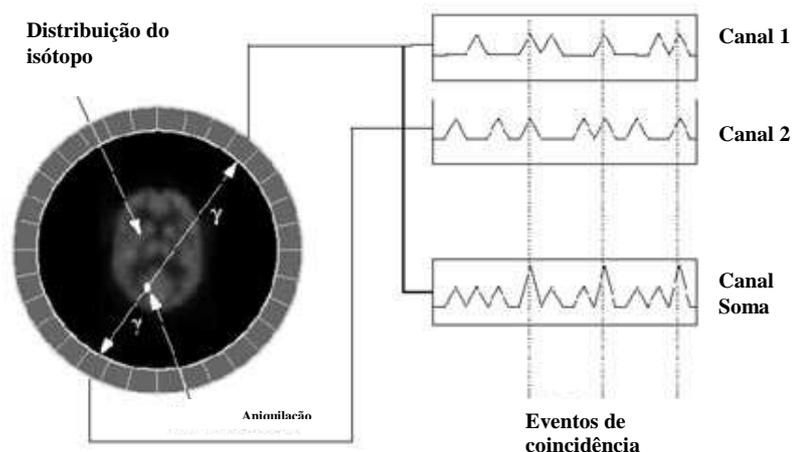


Figura 5 - Esquema da detecção em coincidência em uma câmara PET [www. washington .edu]

Os primeiros equipamentos apresentavam o anel de detectores com espessos anéis de chumbo colocados nas laterais de forma a reduzir a interferência de fótons provenientes de fora do corte onde a imagem estava sendo adquirida. Com a introdução de novos equipamentos de vários cortes, os anéis de chumbo foram mantidos para definir um campo de visão axial e anéis finos de chumbo ou tungstênio (1 a 5 mm) denominados septos foram, e ainda são, utilizados para definir planos individuais de imagem.

Os tomógrafos mais modernos possuem septos retráteis que possibilitam imagens em duas dimensões (2D) e, ainda, imagens em três dimensões (3D) quando os septos são retraídos. Os colimadores em PET são bastante diferentes dos de uma gamacâmara convencional e, mesmo na configuração 2D, cada elemento de um detector tem um largo campo de visão [37].

Uma porção de fótons únicos é detectada no PET, mas são rejeitados pelo circuito de coincidência compreendendo cerca de 99% dos fótons detectados pelos cristais. Porque cada detector pode identificar corretamente apenas um fóton por vez, muito tempo é perdido no processamento de eventos que não corresponderão a uma contagem de coincidência. Essa perda de tempo, chamada de tempo morto, é a maior limitação para a qualidade da imagem em estudos PET para altas atividades administradas, ou seja, altas taxas de contagem.

## II. 3.2 Radiofármacos

Nuclídeos instáveis que emitem pósitrons são usados nessa tecnologia. O pósitron tem a mesma massa do elétron, mas é carregado positivamente. A característica do pósitron é que ele não pode existir na natureza. Assim que este perde sua energia cinética, imediatamente se combina com um elétron negativamente carregado e ocorre uma reação de aniquilação, onde as massas das duas partículas são convertidas em energia na forma de dois fótons de 511 keV, que são emitidos em sentidos opostos, a aproximadamente 180 graus. A detecção da coincidência dos dois fótons de 511 keV é a base da imagem PET.

A biologia dos elementos disponíveis como pósitron-emissores fornecem a característica da distribuição e sua cinética nos estudos funcionais dos diversos órgãos de interesse [34,38].

As imagens PET foram inicialmente obtidas com o uso de  $^{15}\text{O}$ , marcado em  $\text{O}_2$ ,  $\text{CO}$  e  $\text{CO}_2$  e apenas nos anos 70, ciclotrons para produção de material biomédico foram desenvolvidos e uma variedade de isótopos, incluindo  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  e  $^{18}\text{F}$ , começou a ser produzida em escala comercial e não apenas na pesquisa. O radioisótopo  $^{15}\text{O}$  ainda hoje é utilizado, principalmente em estudos de fluxo sanguíneo no cérebro e em outros órgãos [38]. A aplicação de  $\text{CO}_2$  marcado para obter imagens de equilíbrio em fluxo sanguíneo para cérebro e coração foi desenvolvida em 1976 por Boucher [39] e a avaliação de mudanças no fluxo sanguíneo por estímulos visuais ou de outra natureza foram realizados por Raichle *et al* [40]. A molécula de  $\text{CO}$  marcado com  $^{15}\text{O}$  para a

medida de volume local de sangue foi utilizado em 1978 por Brownell e Cochavi [41]. As medidas de fluxo e volume sanguíneo tornaram-se ferramentas clínicas e de pesquisa importantes e, por essa técnica, pode-se visualizar anomalias no cérebro e em outros órgãos.

É interessante ressaltar que a aceitação das imagens geradas por emissores de pósitrons deve-se em grande parte ao desenvolvimento dos radiofármacos, em particular o  $^{18}\text{F}$  marcado na molécula de 2-fluorodeoxi-D-glicose (2 FDG), por Ido *et al* em 1978 [42], representada na Figura 6, como fato determinante na expansão da técnica. Sendo até hoje o radiofármaco pósitron-emissor mais utilizado, o FDG comporta-se como uma glicose normal e participa do metabolismo desta substância no organismo. É retido preferencialmente em tecidos onde a glicose é a principal fonte de energia: tumores malignos e suas metástases, células do miocárdio e tecido neural. Além disso, a meia-vida do  $^{18}\text{F}$  de aproximadamente 110 minutos é considerada ótima para essas imagens, tornando-se a principal aplicação clínica na oncologia, na cardiologia e na neurologia [34].

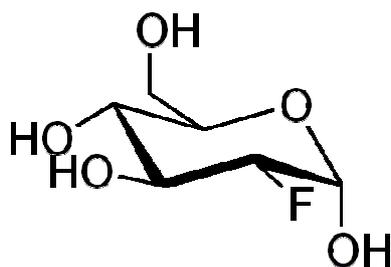


Figura 6 - Molécula de FDG -  $\text{C}_6\text{H}_{11}\text{FO}_5$  [www. wikipedia.org].

A maioria dos exames realizados com FDG é na área de oncologia (80%), particularmente no estadiamento de tumores malignos, detecção de recorrências e monitoramento a resposta ao tratamento terapêutico. Na cardiologia, é usado para verificar o metabolismo cardíaco em pacientes com doença de artéria coronária crônica e auxiliar na seleção de candidatos a revascularização coronária (*bypass* cirúrgico ou angioplastia) e, ainda, transplante cardíaco. Na neurologia, é usado para classificar tumores cerebrais, na diferenciação de gliomas de alto ou baixo grau, além de distinguir entre tumores recorrentes e efeitos de tratamento como, por exemplo, necrose por radiação. Também é empregado para a localização de ataques epiléticos em pessoas com epilepsia intratável [42].

Muitos radioisótopos pósitron-emissores também emitem número significativo de raios- $\gamma$  de alta energia junto aos pósitrons. Este fato pode resultar em coincidências

espúrias que não estão correlacionadas com o local da aniquilação, mas são contadas como eventos verdadeiros. Apesar de que essas coincidências degradam a qualidade da imagem, isótopos de cobre-62, gálio-66, gálio-68, bromo-75, rubídio-82, ítrio-86 e iodo-124, têm sido utilizados em PET. A Tabela 1 mostra alguns pósitron-emissores, respectivas energias e abundâncias de emissões  $\gamma$  e raios-X com energias acima de 250 keV, passíveis de serem detectados pela janela de energia do sistema. Inclui também outras propriedades importantes como a meia-vida física, decaimento, energia máxima, deslocamento máximo ( $R_{\max}$ ) e médio ( $R_{\text{ms}}$ ) do pósitron na água até sofrer aniquilação e, ainda, o processo de produção [31].

Tabela 1. Propriedades Físicas dos Radionuclídeos Pósitron-emissores usados em PET [31].

Radionuclídeo	Meia Vida Física	Taxa de desvio* (%)	Max. Energia $\beta^+$ (MeV)	$\beta^+$ deslocamento na água (mm)		Raios-X e $\gamma > 0,25$ MeV		Produção
				Re	Rms	Energia MeV	Abundância %	
Carbono 11	20,4 min	99	0,96	3,9	0,4	N/A	0	Ciclotron
Nitrogênio 13	9,96 min	100	1,2	5,1	0,6	N/A	0	Ciclotron
Oxigênio 15	2,05 min	100	1,7	8,0	0,9	N/A	0	Ciclotron
Flúor 18	1,83 h	97	0,64	2,3	0,2	N/A	0	Ciclotron
Cobre 62	9,74 min	98	2,9	15	1,6	0,876-1,17	0,5	Gerador Zinco 62
Cobre 64	12,7h	19	0,58	2,0	0,2	N/A	0	Ciclotron
Gálio 66	9,49h	56	3,8	20	3,3	0,834-4,81	73	Ciclotron
Gálio 68	1,14h	88	1,9	9,0	1,2	1,08-1,88	3,1	Gerador Germânio 68
Bromo 76	16,1h	54	3,7	19	3,2	0,473-3,60	146	Ciclotron
Rubídio 82	1,3 min	95	3,4	18	2,6	0,777	13	Gerador Estrôncio 82
Ítrio 86	14,7 h	32	1,4	6,0	0,7	0,440-1,920	240	Ciclotron
Iodo 124	4,18 d	22	1,5	7,0	0,8	0,603-1,690	23	Ciclotron

Re: maior deslocamento observado; Rms: deslocamento médio; \* percentagem de decaimento total que resulta na emissão de um pósitron; N/A: não se aplica.

Tewson e Krohn [43] fizeram uma extensa revisão do desenvolvimento de alguns radiofármacos para uso em PET, relacionando-os com a especificidade do órgão em estudo. Gambhir *et al* [35] fizeram uma revisão de várias aplicações do  $^{18}\text{F}$ -FDG na clínica médica, nas áreas da oncologia, na neurologia e na cardiologia, avaliando cada trabalho publicado pelo número de pacientes estudados e exames específicos, além do gerenciamento da doença pós-realização do exame.

A produção de flúor-18 é realizada por ciclotron através do bombardeamento de água enriquecida em  $^{18}\text{O}$  com prótons, em uma reação (p, n) transformando o oxigênio-18 em flúor-18. O produto é encaminhado à célula quente (*hot cell*) onde reage com deoxiglicose por uma série de processos químicos automatizados, resultando na molécula marcada FDG, que será então embalada e enviada aos hospitais consumidores.

Uma desvantagem do PET com FDG é que a utilização da glicose não é específica de tecidos com malignidade, já que alguns processos benignos são associados com o aumento de consumo de glicose. A variação do “consumo” de FDG em alguns tecidos como intestinos, trato urinário, músculos e gordura marrom, pode causar erros de interpretação na imagem, inclusive considerando a restrita localização anatômica do equipamento [4,31].

As etapas de controle de qualidade da molécula marcada também são partes importantes do processo, pois garantem a especificidade do radiofármaco, sua pureza química e radioquímica, e outras propriedades importantes em produtos injetados no ser humano. Hung [44] faz uma síntese dos parâmetros e processos de controle de qualidade segundo as Farmacopéias Européia e Americana, incluindo parâmetros de pureza radioquímica e radionuclídica recomendados, além de atividade específica, pH e esterilidade, entre outros.

Devido a meia-vida curta dos pósitron-emissores, de cerca de poucos segundos a duas horas, os hospitais têm procurado se equipar com ciclotrons próprios de baixa energia, tipicamente de 10 a 18 MeV para a fabricação, e eventualmente distribuição, desses radiofármacos.

Devido à larga expansão do uso de equipamentos PET pelo mundo, outros radiofármacos têm sido pesquisados nos últimos anos de forma a suprir algumas limitações do FDG e melhorar algumas aplicações, tais como planejamento de radioterapia e acompanhamento de doentes de câncer. Lucignani [45] faz uma revisão bibliográfica de novos traçadores como iodo-124, cobre-64 entre outros, acompanhando o desenvolvimento de produção do radioisótopo e das moléculas marcadas.

### II. 3.3 Detectores

Um cintilador é um material que possui a habilidade de absorver radiação ionizante como raios-X e  $\gamma$  e converter uma fração da energia absorvida em fótons visíveis ou ultravioletas. O processo de conversão dura tipicamente alguns nano ou micro segundos, produzindo um breve pulso de fótons correspondentes a cada raio-X ou  $\gamma$  que interage com o material cintilador, sendo que a intensidade do pulso de luz é proporcional a energia depositada. Os cintiladores podem ser líquidos ou sólidos, orgânicos ou inorgânicos, cristalinos ou não-cristalinos. Para a detecção de raios- X ou  $\gamma$ , como os  $\gamma$  de 511 keV usados em PET, são usados cristais cintiladores inorgânicos devido a sua alta densidade e número atômico, fornecendo maior eficiência de detecção. Um cintilador típico é um cristal transparente que possui uma banda de valência e de condução separadas por uma diferença de aproximadamente 5 eV ou mais. A maioria dos cristais é ativada, “dopada”, com outro material que possa fornecer níveis de energia que garantam essa diferença entre as bandas [46].

Os processos de cintilação envolvem a conversão de fótons de alta energia em luz visível pela interação deste fóton com o material cintilador, consistindo nos seguintes passos:

- Um fóton incidente na superfície do cintilador cria um elétron energético, tanto por efeito Compton quanto por absorção fotoelétrica;
- O elétron passa através do cintilador, perdendo energia e excitando outros elétrons no caminho;
- Os elétrons excitados retornam ao seu estado menos energético, emitindo fótons de luz, tipicamente de 4 eV.

Um cintilador ideal deve ter a combinação de algumas propriedades físicas e de cintilação. Uma alta eficiência de detecção requer:

- Alto número atômico e, portanto alta densidade para barrar fótons de alta energia;
- Baixa constante de decaimento para ser rápido em altas contagens e na detecção da coincidência;
- Boa resolução energética para identificação clara dos eventos;
- Alta proporção de saída de luz; índice de refração próximo ao do meio ao qual o cristal será acoplado;
- Não ser higroscópico;

- Facilidade de fabricação, para obter cristais menores a menor custo [46].

Desde os primórdios da Medicina Nuclear os cintiladores como os iodetos de sódio têm sido utilizados devido a sua alta taxa de saída de luz, isto é, eficiência de conversão da energia depositada no cintilador transformada em fóton de luz. O objetivo então era a detecção de fótons de 140 keV do Tecnécio metaestável (Tc-99m), radionuclídeo mais utilizado. Porém, a principal desvantagem deste cristal consiste na baixa eficiência para gamas de energias acima de 200 keV, como resultado de sua baixa densidade e moderado número atômico. Além disso, o cristal de iodeto é altamente higroscópico, tornando seu acoplamento bastante trabalhoso para garantir isolamento perfeito. Para as energias usadas em SPECT, a eficiência do NaI (Tl) é satisfatória sendo o cintilador mais usado nessa tecnologia. No caso do PET o NaI (Tl) foi substituído por materiais de maior densidade e número atômico [37].

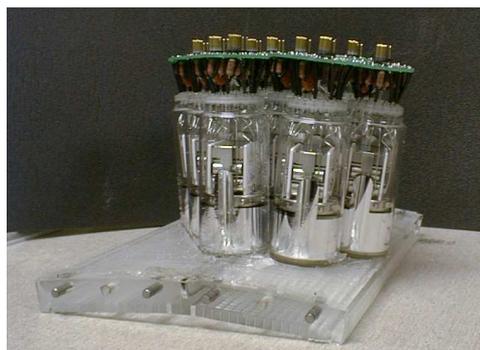
Apesar de utilizar a detecção de energias bem mais altas, 511 keV, os primeiros equipamentos PET foram confeccionados com detector de iodeto de sódio ativado com tálio - NaI(Tl), com a mesma espessura de 3/8" usada nas gamacâmaras convencionais, resultando em baixa eficiência de detecção. A grande transformação ocorreu com a introdução do germanato de bismuto (BGO) como alternativa ao iodeto de sódio. Apesar de o BGO possuir apenas 15% da saída de luz em relação ao NaI(Tl), este é muito mais denso e possui um poder de freamento muito maior. Apresenta ainda uma longa constante de decaimento de 300 ns, limitando a resolução em termos de tempo de coincidência [37].

Surgem posteriormente os cristais de LSO que oferecem a melhor combinação de propriedades para PET dos materiais cintiladores disponíveis hoje: apresentam alta densidade e alto número atômico, baixa constante de decaimento para a detecção das coincidências e alta taxa de saída de luz. Além disso, são mecanicamente maleáveis e não higroscópicos o que permite facilidade de fabricação. Esses detectores possuem um baixo nível de radiação natural pela presença de lutécio radioativo ( $^{176}\text{Lu}$ ), mas a contagem resultante desse material representa muito pouco na contagem dos eventos totais. Além disso, utiliza-se uma menor janela de discriminação de energia ao redor do fotopico, conforme descrito por Erdi *et al* [47] de forma a diminuir a influência da radiação natural do material. Foi produzido em escala comercial em 1999 e tem sido usado desde então por alguns fabricantes por proporcionar exames mais rápidos, principalmente em varreduras de corpo inteiro [47,48,49].

O cristal cintilador é opticamente acoplado a um tubo fotomultiplicador (PMT) que gera um sinal elétrico em resposta à luz incidente em sua face. Existem muitas variações nesse acoplamento que são usados como, por exemplo, os propostos por Casey e Nutt [50] de dois arranjos de cristais acoplados a quatro PMT (Figura 7, A), um arranjo de fotomultiplicadoras acoplado a um cristal único planar proposto por Anger [51] para a gamacâmara, ou um arranjo de cristais acoplados a um multicanal, conforme descrito por Cherry *et al* [52].



**A**



**B**

Figura 7 - Acoplamento detectores - fotomultiplicadoras (PMT). (A) Bloco de detectores acoplados a quatro fotomultiplicadoras; (B) Detector curvo de grandes dimensões acoplado a várias fotomultiplicadoras [www.mit.edu].

De forma a produzir um bom sinal, a emissão de cintilação deve ser a mais intensa possível, deve atingir o comprimento de onda que forneça a máxima sensibilidade do fotomultiplicador. O PMT mais comum é o bi-alcalino com janela de entrada de vidro, apresentando a máxima sensibilidade para comprimento de onda de 400 nm. O cintilador que apresenta a máxima emissão em comprimento de onda próximo a esse valor, o LSO, é vantajoso; já o BGO, que apresenta comprimento de onda de cerca de 480 nm, torna-se menos sensível [46].

A intensidade das emissões de cintilação também afeta o número de elementos de cristais que podem ser acoplados a uma única fotomultiplicadora. Assim, equipamentos com cristais de BGO acoplam cerca de 16 elementos em um PMT; já com o uso de cristais de LSO, pode-se acoplar cerca de 144 elementos por PMT, reduzindo o custo.

A constante de decaimento da emissão de cintilação também é muito importante, pois há alta contagem de eventos simples e a detecção da coincidência deve ser realizada no menor tempo possível de forma a rejeitar eventos aleatórios. A

constante de decaimento do NaI é baixa, 230 ns, mas o do LSO é muitas vezes menor, cerca de 40 ns. Os detectores de LSO possuem uma larga vantagem sobre os demais, pois a emissão é intensa e rápida [46].

A proporção de registros que apresentam a energia do fotopico aumenta de acordo com o tamanho do detector. Porém, detectores muito grandes reduzem a resolução espacial do sistema. O número de eventos registrados com a energia do fotopico também pode ser aumentado pelo incremento do número de fótons que interagem por efeito fotoelétrico com o detector através da escolha de cintiladores com alto número atômico efetivo ( $Z_{ef}$ ). Já a resolução energética do sistema pode ser melhorada através da estatística do sinal da fotomultiplicadora, aumentando o número de cintilações que ocorrem na superfície. Em resumo, as seguintes qualidades são desejáveis a um cintilador:

- Deve possuir um alto número atômico;
- Um raio gama incidente deve gerar um grande número de fótons de cintilação;
- Deve ter um fator de auto-absorção baixo para a luz de cintilação;
- Deve ter um índice de refração próximo ao do vidro, de forma a permitir bom acoplamento com a fotomultiplicadora.

Como consideração final, o cintilador deve ser robusto e fácil de fabricar. A Tabela 2 apresenta algumas propriedades dos cintiladores mais usados na tecnologia PET.

Tabela 2 – Propriedades Físicas dos Cintiladores para PET [31]

Propriedade /Material	Germanato de Bismuto BGO	Oxiortossilicato de Gadolínio GSO	Oxiortossilicato de Lutécio LSO	Iodeto de Sódio NaI(Tl)
Composição	$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$	$\text{Gd}_2\text{SiO}_5: \text{Ce}$	$\text{Lu}_2\text{SiO}_5: \text{Ce}$	NaI : Tl
Densidade ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	7,1	6,7	7,4	3,7
Número atômico efetivo $Z_{\text{ef}}$	75	59	66	51
Coefficiente de atenuação linear, $\mu$ , para raios $\gamma$ de 511 keV ( $/\text{cm}$ )	0,95	0,70	0,88	0,34
Probabilidade relativa da interação fotoelétrica (%)	40	25	32	17
Saída de luz (fótons/MeV)	9.000	8.000	30.000	41.000
Tempo de decaimento da cintilação (ns)	300	60	40	230
Comprimento de onda da cintilação (nm)	480	440	420	410
Resolução energética para 511 keV (% FWHM)	12	9	10	8
Higroscópico (Sim/Não)	Não	Não	Não	Sim
Índice de refração, $\eta$	2,15	1,85	1,82	1,85

Os equipamentos PET atuais possuem hoje mais de 20.000 detectores, cada detector é um módulo individual em um arranjo ou bloco cortado de cristais de cintilação (BGO ou LSO) acoplados a quatro PMT que pode ser substituído quando necessário. Apresentam um campo axial de visão de aproximadamente 16 cm, operando com resolução energética acima de 20%. Com estas especificações, possuem uma resolução espacial de até 2 mm em exames cerebrais e de 6 mm para exames de corpo inteiro, apresentando uma fração espalhada de 25 a 30% [53].

Cintiladores com constantes de decaimento extremamente baixas oferecem a possibilidade de realizar PET com tempo de vôo, no qual a eletrônica associada permite a medida da diferença de tempo de chegada dos dois raios- $\gamma$  em coincidência aos respectivos detectores. Dessa forma, a localização do evento de aniquilação pode ser realizada ao longo da linha que conecta esses detectores. Estudos com materiais com o LSO foram realizados por Moses e Derenzo [54] em técnicas para a detecção por tempo de vôo. Dois materiais têm sido estudados para essa finalidade, CsF e BaF<sub>2</sub>. O fluoreto de cério (CsF) possui uma baixa saída de luz e é bastante higroscópico mas tem sido pouco usado apesar de apresentar baixa constante de decaimento, de 4 ns. O fluoreto de bário (BaF<sub>2</sub>) possui um decaimento ainda mais rápido, de 1 ns, maior saída de luz e não é higroscópico. Muehllehner e Karp [55] fazem uma revisão da literatura referente a estudos de diversos tipos de materiais cintiladores concluindo que há melhora no contraste de exames clínicos quando essa técnica é aplicada.

De maneira a melhorar a resolução espacial, pode-se utilizar uma mistura de cristais de cintilação de diferentes materiais em um mesmo detector. Um discriminador de forma de pulso pode ser usado para identificar o elemento de cristal onde ocorre a interação. O GSO tem sido usado em conjunto ao BGO de maneira a melhorar a resolução tomográfica. Porém a fabricação de GSO é bastante trabalhosa já que este material é bastante frágil [46].

Cada bloco de detector possui cabos de sinal para cada PMT e requer uma conexão de alta voltagem para todo o módulo. Os sinais de cada PMT são amplificados e filtrados e, então, somados fornecendo um sinal proporcional à energia do fóton. Considerando  $A$ ,  $B$ ,  $C$  e  $D$  como quatro PMT, as seguintes equações fornecem uma estimativa inicial da posição do fóton:

$$X = \frac{[B - A] + [D - C]}{A + B + C + D} \quad (\text{Equação 1})$$

$$E = [A + B + C + D] \quad (\text{Equação 3})$$

$$Y = \frac{[C - A] + [D - B]}{A + B + C + D} \quad (\text{Equação 2})$$

Sendo  $X$  e  $Y$  são as coordenadas de localização e  $E$  a janela de energia

Esses três sinais podem ser digitalizados com um Conversor Analógico-Digital (ADC). Se as quatro saídas de sinal são adequadamente balanceadas, a identificação do cristal pode ser realizada. O módulo de processamento de sinais pode ajustar os ganhos de sinais individuais. Os valores de  $X$  e  $Y$  são armazenados em uma memória no processador de sinal, usada para localizar o cristal. O valor de  $E$  é multiplicado por um fator daquele cristal e comparado com os valores superiores e inferiores de um discriminador de energia para determinar se o fóton possui energia adequada. Os dados referentes à posição do cristal, incluindo o anel e a posição deste no anel e, ainda, o tempo de chegada ao detector, são enviados ao circuito de coincidência.

Os tomógrafos PET mais modernos possuem um sistema de aquisição de dados separado da estação de trabalho. Considerando o número de anéis e o número de detectores em cada anel, mais de 21 milhões de localizações na memória podem receber contagens durante a aquisição. Se o sistema utilizar aquisições de emissão e transmissão torna-se necessário o dobro de memória.

### **II. 3.4 Modos de Aquisição**

Dois modos de aquisição de imagens em sistemas PET são amplamente utilizados: bi-dimensional 2D e tri-dimensional 3D.

As 2D são realizadas posicionando-se anéis finos de chumbo ou tungstênio, septos, entre anéis de cristais adjacentes. O diâmetro interno do septo é pouco menor do que o diâmetro do anel de detectores, sendo que o externo possui a mesma dimensão da abertura para o paciente. Isso divide o campo axial em planos bem definidos. As imagens são formadas por seções diretas ou cruzadas, como mostrado na Figura 8. A seção mais fina é obtida quando os fótons de aniquilação aceitos na coincidência são procedentes do mesmo anel e são denominadas seções diretas. Já quando fótons são aceitos de anéis adjacentes, são denominados de seções cruzadas. A sensibilidade ao longo do campo axial pode ser aumentada levando-se em conta eventos que ocorreram em cristais de anéis adjacentes. Até recentemente, a imagem 2D era considerada mais quantitativa do que a 3D, porém, algoritmos desenvolvidos atualmente mais precisos e rápidos tornaram a técnica 3D mais aceita.

Os septos nos novos equipamentos podem ser retraídos, expondo os detectores aos pares de aniquilação transaxial e oblíquos em aquisição de modo 3D (Figura 8). Isso aumenta a eficiência para raios não espalhados em cerca de cinco vezes, dependendo do ângulo oblíquo aceito. Ao mesmo tempo, a sensibilidade para fótons espalhados

aumenta em cerca de 20 vezes. Esse espalhamento pode degradar muito a imagem em aquisições de corpo inteiro, particularmente em pacientes obesos.

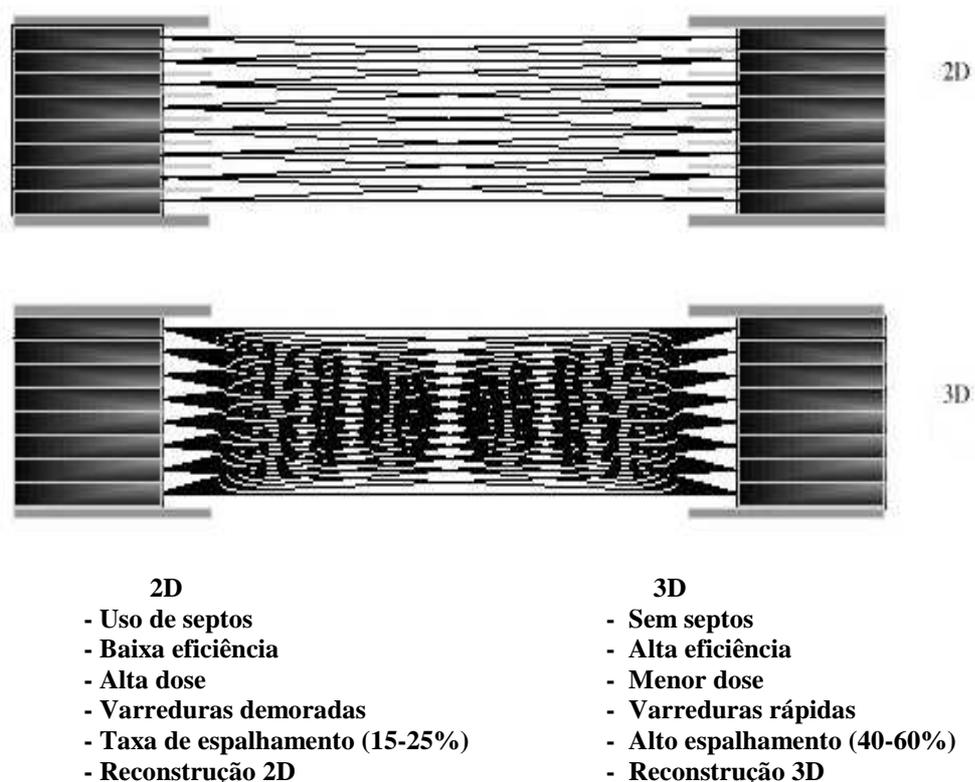


Figura 8 – Esquema de aquisição bidimensional (2D) e tridimensional (3D) [www.washington.edu].

### II. 3.5 Mapas de atenuação

O PET é considerado uma técnica de imagem semiquantitativa, portanto, as imagens devem ser calibradas em unidades de concentração e atividade, ou seja, quilo Becquerel por mililitro (kBq/ml) ou nano Curie por mililitro (nCi/ml). Para que essas correções possam ser utilizadas, correções para perdas de fótons devido à atenuação de diferentes órgãos e tecidos com densidades distintas devem ser efetuadas. Os fótons de aniquilação de 511 keV sofrem menor atenuação nos tecidos do que os fótons de menor energia como o 140 keV do Tc-99m. Zaidi e Hasegawa [56] apresentam a variação de atenuação na água para fótons de diferentes energias normalmente utilizados na Medicina Nuclear.

Os métodos matemáticos para a correção da atenuação dependem de um mapa que represente a distribuição espacial de coeficientes de atenuação linear para as regiões da anatomia do paciente que estão em estudo [56, 57, 58]. Esses métodos podem ser divididos em duas grandes classes. A primeira inclui métodos de correção por cálculos

baseados em simulações de distribuição e de coeficientes de atenuação, modelagem estatística para estimativa simultânea de distribuição de atenuação e de emissão. A segunda classe inclui métodos de correção baseados em varreduras de transmissão através do uso de fontes externas, de tomografia computadorizada (CT) ou imagens segmentadas de ressonância magnética (MRI). Esses métodos variam em complexidade, precisão e no tempo de processamento computacional requerido para a execução. Os dados podem ser adquiridos antes da injeção do radionuclídeo, durante ou após a realização da varredura de emissão. No caso de PET, os métodos de correção por transmissão são os mais utilizados devido ao fato da correção de atenuação poder ser realizada independente da distribuição do isótopo. Considerando a Figura 9, em uma aniquilação o pósitron produz dois fótons, cada um viajando distâncias  $d_1$  e  $d_2$  até encontrar os detectores. A probabilidade de que cada fóton saia do corpo do paciente é de  $e^{-\mu d_1}$  e  $e^{-\mu d_2}$ , considerando  $\mu$  como o coeficiente de atenuação linear do local de interesse.

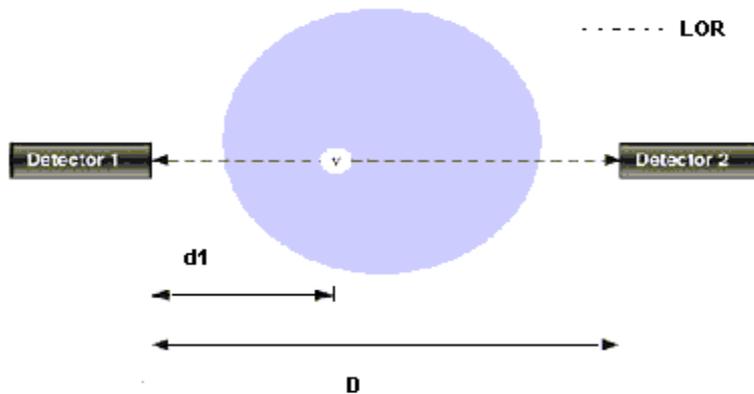


Figura 9 – Esquema de detecção da aniquilação em dois detectores, para uma linha de resposta LOR [www.washington.edu]

A probabilidade de ambos os fótons saírem do corpo é o produto da probabilidade de cada um, conforme as equações abaixo:

$$A_1 = e^{-\mu d_1} \quad (\text{Equação 4})$$

$$A_2 = e^{-\mu d_2} \quad (\text{Equação 5})$$

$$\text{Sendo, } D = d_1 + d_2 \quad (\text{Equação 6})$$

$$A_1 \cdot A_2 = e^{-\mu (d_1 + d_2)} \quad (\text{Equação 7})$$

$$\text{Atenuação} = e^{-\mu D} \quad (\text{Equação 8})$$

A importância é que a atenuação ao longo de uma LOR não depende do local onde o pósitron foi aniquilado. De fato, pode ser feita uma simples extensão dessa equação para o caso de atenuação não uniforme, onde  $\mu$  varia ao longo do caminho e o fóton encontra diferentes tecidos.

$$A = e^{-\int \mu(l) dl} \quad (\text{Equação 9})$$

Mesmo que o ponto de emissão esteja fora do corpo do paciente, a equação acima é aplicável entre os dois detectores em coincidência. Essa propriedade é utilizada para fazer uma medida independente da atenuação na seção de interesse. Esse tipo de imagem é chamado de varredura (“scanning”) de transmissão. A primeira proposta desse procedimento foi executar a correção da atenuação de diferentes órgãos ou tecidos, porém os dados também podem ser utilizados para a obtenção de imagens anatômicas, desde que corretamente coletados e processados [59].

As varreduras de transmissão podem ser adquiridas através de fontes externas distribuídas ao longo do anel. Para formar uma imagem ou levantar dados para a correção da atenuação, o número de eventos em cada compartimento do sinograma da varredura de transmissão  $T(r, \beta)$  é relacionado ao número de eventos coletados no mesmo tempo em uma varredura em branco  $B(r, \beta)$ , ou seja, sem o alvo. Um sinograma  $R(r, \beta)$  é produzido pela divisão:

$$R(r, \beta) = \frac{B(r, \beta)}{T(r, \beta)} \quad (\text{Equação 10})$$

e será usado para corrigir as contagens de emissão de cada local enquanto reconstrói a varredura de emissão (exame). Aplicando-se o logaritmo dessa taxa, obtém-se o sinograma de atenuação  $A(r, \beta)$  e uma imagem da atenuação é então produzida, conforme a equação:

$$A(r, \beta) = \ln \frac{B(r, \beta)}{T(r, \beta)} \quad (\text{Equação 11})$$

Uma imagem que lembra um CT de baixo contraste é então obtida. O contraste é baixo por causa da variação da atenuação nos tecidos ser menor para altas energias, mas pode identificar regiões anatômicas, se posteriormente comparada, passo a passo, com uma imagem de CT ou MRI, como um mapa de densidade deste tecido.

Em aplicações clínicas e de pesquisa, no qual a distribuição do coeficiente de atenuação é conhecida a priori, e para áreas onde a atenuação não é homogênea como no cérebro, métodos mais adequados podem ser utilizados para formar o mapa de atenuação. Esses incluem a varredura de transmissão, MRI segmentada e varreduras de CT adquiridas em separado ou simultaneamente.

Como descrito por Bailey [57], a realização de varreduras de transmissão utilizando uma fonte externa data de 1950, sendo posteriormente aprimorado em 1966. Esse método é comum nos equipamentos comercialmente disponíveis, podendo ser realizado na rotina clínica, especialmente quando combinado com a varredura de emissão. Varreduras sequenciais de emissão-transmissão são constantemente utilizadas em exames de corpo inteiro aumentando, porém, o tempo de aquisição podendo acarretar algum movimento do paciente e gerar artefatos na imagem.

Os tomógrafos PET usam como fonte externa uma ou três pequenas fontes de germânio 68, material pósitron-emissor, em forma de bastões, que são introduzidas na abertura útil do campo de visão do equipamento e orbitam nesta. Desta maneira, os fótons de aniquilação são detectados em coincidência entre os detectores adjacentes ao evento de aniquilação, sendo que o detector na direção oposta detecta o segundo fóton de aniquilação após atravessar o corpo do paciente. Certamente, os blocos de detectores próximos à fonte recebem um maior fluxo de contagem, levando a um maior tempo morto. Esse problema foi minimizado pela aceitação de eventos apenas de detectores colineares com as fontes; além disso, essas aquisições são realizadas com os septos posicionados, o que minimiza a radiação espalhada, fornecendo uma medida da atenuação ao longo de toda a LOR bastante precisa [55].

De forma a melhorar a estatística de contagem algumas varreduras são executadas com uma ou mais fontes de  $^{137}\text{Cs}$ . Esse isótopo de meia-vida longa (30,1 anos) possui raios gama de 662 keV, sendo comercialmente encontrado em altas atividades específicas e, conseqüentemente, fontes de pequenas dimensões podem ser produzidas. A detecção do fóton é realizada por um detector que estabelece uma linha fictícia com seu correspondente a 180 graus, caso a fonte utilizada fosse emissora de pósitrons, realizando matematicamente as contagens.

A principal vantagem deste método é o não aumento do tempo morto dos detectores o que permite a obtenção de varreduras mais rápidas, realizadas com fontes mais intensas. A desvantagem é que a falta de colinearidade entre os detectores permite a detecção de mais radiação espalhada. Por essa técnica ser muito utilizada em 3D, a radiação espalhada é ainda maior e, portanto, ocorre redução do contraste. A maior energia dos gamas detectados também reduz o contraste.

Outra técnica também utilizada para a correção de atenuação é a importação de imagens seccionais obtidas pelo CT ou MRI. Esse processo é conceitualmente idêntico ao de um exame de CT convencional, ou seja, utiliza-se um tubo de raios-X que transmite a radiação através do corpo, detectada por um arranjo de elementos detectores. Os dados de transmissão podem ser reconstruídos utilizando um algoritmo tomográfico que calcula o coeficiente de atenuação para cada ponto do corte reconstruído. Na prática clínica, a imagem da tomografia computadorizada é representada em termos de número de CT ou unidades Hounsfield, em homenagem a Godfrey Hounsfield, um dos pioneiros da tomografia. A imagem de CT fornece valores de pixels relacionados ao coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) em cada ponto do paciente, calculado pela média de energia dos fótons de raios-X usados para gerar a imagem de CT.

O uso do CT para a correção de atenuação em PET foi introduzido por Kinahan *et al* [58] cuja base da técnica consiste na observação de que o espalhamento Compton é a interação dominante para os fótons de 511 keV. Porém, tanto o efeito fotoelétrico quanto o espalhamento Compton contribuem para a atenuação em tecidos biológicos na energia média de um feixe de raios-X, aproximadamente 80 keV. A dependência do coeficiente de atenuação com a energia é quantificada pelo cálculo de um fator de escala, que pode ser usado para converter os coeficientes de atenuação linear da energia dos raios-X para fótons de aniquilação de 511 keV. Fatores de escala diferentes são utilizados para diversos tecidos e representam o coeficiente de atenuação linear da água para 511 keV, dividido pelo coeficiente de atenuação linear da água para a energia do CT.

Outro fator a ser considerado é que o CT tem uma melhor resolução espacial do que o PET e é reconstruído em uma matriz de imagem tipicamente de 512 x 512. De forma a fornecer o mapa de atenuação necessário à imagem da distribuição do radionuclídeo, deve ser utilizado o mesmo formato, isto é, matrizes de aquisição de menor valor, por exemplo, 64 x 64, 128 x 128, 256 x 256, normalmente utilizadas em

protocolos PET. O uso de CT, porém fornece varreduras muito mais rápidas do que as realizadas com fontes externas devido à fluência de fótons dos tubos de raios-X. Além disso, em exames realizados após a administração do radiofármaco, a alta taxa de fluência de fótons também permite realizar as varreduras de transmissão sem a interferência causada por fótons de emissão, como ocorre com dados da transmissão adquirida com fontes externas de  $^{68}\text{Ge}$  ou  $^{137}\text{Cs}$ . Finalmente, no CT não há a influência do decaimento da fonte de transmissão, sendo mais estável e não requer tanta manutenção, tornando a técnica bastante atrativa na prática clínica [58, 59].

Zaidi [60] faz uma revisão dos métodos de correção de atenuação disponíveis até 2007, destacando alguns pontos importantes quanto ao uso do CT para essa finalidade. Além da dose maior ao paciente, considera o problema da fusão das imagens de CT e PET realizadas sem ajuste das discrepâncias originadas pelos movimentos respiratórios nas duas aquisições, pelo uso de contraste em CT que pode gerar artefatos na imagem reconstruída, pela presença de implantes metálicos, entre outros.

Outras aplicações do mapa de atenuação também são importantes, como a modelagem do espalhamento baseada na transmissão, a detecção de movimento do paciente e suas correções, informação anatômica na reconstrução dos dados de emissão e a correção de volume parcial [60].

As aquisições de PET/CT são realizadas em seqüência, os dados são adquiridos das duas partes dos equipamentos alinhadas e não há diferença entre as posições dos órgãos. As imagens de CT são realizadas em alguns segundos, durante apenas um processo de respiração. Já as imagens do PET demoram cerca de 20 a 30 minutos sendo que o paciente respira normalmente e, então, a imagem resultante representa a posição média do tórax, podendo resultar em artefatos devido a essas diferenças. O artefato mais comum é a aparente perda de contagem no diafragma em imagens de PET corrigidas. Essa perda de registro pode ser minimizada realizando o CT após a expiração e o PET em intervalos distintos, processo denominado *gated PET/CT*. O movimento durante a realização de exames deve ser minimizado proporcionando ao paciente conforto e medidas que impossibilitem seu movimento como, por exemplo, fitas para amarração ou suportes para cabeça e pescoço [4, 9, 55].

O uso de agente oral de contraste de alta densidade ou a presença de objetos metálicos pode causar uma super estimativa da captação de atividade no PET quando o CT é usado para correção, levando a artefatos ditos “quentes”. Esses artefatos podem

ser reconhecidos quando se utilizam imagens não corrigidas. Já o uso de agentes orais de contraste de baixa densidade não costuma apresentar esses problemas.

Artefatos também podem ser causados por truncamento ou mutilação de parte da imagem em PET/CT devido às diferenças de campo de visão entre o CT e o PET sendo que os campos de visão típicos são de 50 cm e 70 cm, respectivamente. Esses artefatos ocorrem com maior frequência em pacientes de grandes dimensões ou naqueles que realizam as varreduras com os braços para baixo, junto ao corpo, como em exames de pesquisa de melanoma ou exames de cabeça-pescoço. Quando o paciente transpassa o campo de visão do CT a parte da anatomia que excede é truncada e, conseqüentemente, não representa a imagem CT reconstruída, pois não há correção de atenuação nessa região. O truncamento também produz uma sobre linha nos cantos das imagens de CT, resultando em uma super estimativa do coeficiente de atenuação nesses locais [60].

Nos últimos anos, o uso dessa técnica em oncologia tem migrado de PET para PET/CT em 65 % das vendas desde 2003, com previsão de 95% das vendas para os próximos cinco anos.

A Tabela 3 lista alguns equipamentos disponíveis no mercado e suas configuração.

Tabela 3 - Projeto e Desempenho de Tomógrafos PET comerciais.

PROPRIEDADE	Siemens ECAT-Exact™	Siemens ECAT HR™	Siemens Accel™	GE Advance™	GE Discovery LS™ PET/CT	GE Discovery ST™ PET/CT	Philips Hybrid™	Philips ADAC Allegro/Gemini™ PET/CT
Porta paciente, diâmetro cm	56,2	56,2	56,2	58	59	70	62	56,5
Cristal de Cintilação	BGO	BGO	LSO	BGO	BGO	BGO	NaI (TI)	GSO
Número de Blocos	144	288	144	168	168	280	N/A	28
Número de cristais de detectores por bloco	8 x 8	8 x 8	8 x 8	6 x 6	6 x 6	6 x 6	N/A	22 x 29
Dimensões dos cristais	6,39mm	4,39mm	6,45mm	4,0mm	4,0mm	6,2mm	47cm circ	4,0mm
Transaxial	6,39mm	4,05mm	6,45mm	8,0mm	8,0mm	6,2mm	30cm	6,0mm
Axial	20,00mm	30,00mm	25,00mm	30,0mm	30,0mm	30,0mm	2,54cm	20,0mm
Radial								
Número de anéis de detectores	24	32	24	18	18	24	N/A	-
Diâmetro do anel de detectores	82,4cm	82,4cm	92,7cm	92,7cm	92,7cm	88,0cm	62,0cm	90cm
Campo de Visão Transaxial	58,5cm	58,5cm	58,5cm	50,0cm	55,0cm	60,0cm	57,6cm	57,6cm
Campo de Visão Axial	16,2cm	15,5cm	16,2cm	15,2cm	15,2cm	15,2cm	25,6cm	18cm
Espessura de corte ("slice")	3,37mm	2,46mm	3,375mm	4,25mm	4,25mm	3,23mm	4,0mm	2mm

PROPRIEDADE	Siemens ECAT-Exact™	Siemens ECAT HR™	Siemens Accel™	GE Advance™	GE Discovery LS™ PET/CT	GE Discovery ST™ PET/CT	Philips Hybrid™	Philips ADAC Allegro/Gemini™ PET/CT
Número de cortes ("slice")	47	63	47	35	35	47	64	90
Janela de tempo de coincidência $\tau$	12ns	12ns	6ns	12ns	12,5ns	11,7ns	8ns	8ns
Tempo de resolução da coincidência	6ns	6ns	3ns	6ns	6ns	6ns	-	4ns
Janela de Energia keV	350-650	350-650	350-650	300-650	300-650	300-650	435-665	-
Sensibilidade 2D Verdadeiros Kcps/ $\mu$ Ci/cm <sup>3</sup>	180	200	200	217	146	300	N/A	N/A
Sensibilidade 2D Verdadeiros + Espalhados Kcps/ $\mu$ Ci/cm <sup>3</sup>	214	244	238	238	159	348	N/A	N/A
Sensibilidade 3D Verdadeiros Kcps/ $\mu$ Ci/cm <sup>3</sup>	780	900	925	1.261	838	1.280	444	>700
Sensibilidade 3D Verdadeiros + Espalhados Kcps/ $\mu$ Ci/cm <sup>3</sup>	1.218	1.406	1.445	1.941	1.297	1.800	592	>1.000
Resolução Axial 2D FWHM a 0 cm FWHM a 10cm FWHM a 20cm	4,5mm 5,9mm N/A	4,2mm 5,0mm 6,8mm	4,3mm 6,0mm N/A	4,2mm 5,5mm 7,4mm	4,0mm 5,4mm 6,6mm	5,0mm 6,5mm N/A	N/A	N/A
Resolução Axial 3D FWHM a 0 cm FWHM a 10 cm FWHM a 20 cm	4,6mm 6,5mm N/A	3,5mm 5,3mm 7,8mm	4,7mm 7,1mm N/A	6,0mm 6,3mm 6,6mm	6,0mm 6,3mm 6,6mm	5,0 6,5 N/A	6,2mm 6,9mm 8,0mm	4,2mm 5,6mm N/A
Resolução Transaxial 2D FWHM a 1 cm FWHM a 10 cm FWHM a 20 cm	6,0mm 6,7mm N/A	4,5mm 5,4mm 7,9mm	6,2mm 6,7mm N/A	5,1mm 5,7mm 7,2mm	4,8mm 5,4mm 6,2mm	6,2mm 7,0mm 7,5mm	N/A	N/A
Resolução Transaxial 3D FWHM a 1 cm FWHM a 10 cm FWHM a 20 cm	6,0mm 6,7mm N/A	4,6mm 5,4mm 7,8mm	6,3mm 6,8mm N/A	5,1mm 6,0mm 7,4mm	4,8mm 5,4mm 6,2mm	6,2mm 7,0mm 7,5mm	5,7mm 5,7mm N/A	4,8mm 5,9mm N/A
Fração espalhada 2D	16%	18%	16%	9%	9%	16%	N/A	N/A
Fração espalhada 3D	36%	36%	36%	36%	36%	29%	25%	<30%
Eventos aleatórios =verdadeiros	345kcps	570kcps	850kcps	486kcps	460kcps	N/A	N/A	119kcps a 0,27mCi
50% Taxa de contagem Tempo Morto	345 kcps	635 kcps	850 kcps	474 kcps	505 kcps	N/A	38 kcps a 4 MBq	116 kcps a 9 MBq
Pico NEC	25 kcps	38 kcps	60 kcps	40 kcps	40 kcps	62 kcps	49 kcps	48 kcps

## II. 3.6 Protocolos de Aquisição

As varreduras de emissão podem ser classificadas em três tipos distintos: estáticas, dinâmicas e de corpo inteiro.

Uma varredura PET estática é realizada quando a distribuição da atividade encontra-se estável no órgão, sendo adquirida em um tempo de contagem longo o suficiente para obter uma boa qualidade de imagem. Aplicações típicas são as medidas do metabolismo de glicose em cérebro ou coração, utilizando FDG. Sendo a meia-vida considerada relativamente longa e, devido ao campo axial médio de 15 cm, pode-se realizar a imagem do cérebro ou coração em uma varredura apenas.

Estudos dinâmicos são utilizados em casos onde é necessário acompanhar a atividade por um longo período de tempo de forma a aplicar um complexo modelo de estudo da fisiologia do órgão em observação. Isso é feito de forma a obter várias taxas referentes ao processo biológico. Alguns exemplos são os estudos de consumo de oxigênio, de neuroreceptores e de neurotransmissores. Varreduras dinâmicas são executadas com o objeto estacionário, usando uma série de quadros de imagens ao longo do tempo. Geralmente são acompanhadas por amostragens de sangue arterial e venoso para determinação da concentração de atividade do traçador durante a varredura. Cada imagem é reconstruída individualmente, como independente de outras. Uma série de imagens pode ser analisada colocando regiões de interesse (ROI) sobre as áreas consideradas importantes e utilizando um programa de análise da curva tempo por atividade (TAC), onde a concentração de atividade é dada em Bq/ml como uma função do tempo. Esses dados serão utilizados para o modelo de análise das constantes biológicas de cada região. Neste caso, apenas uma varredura de atenuação é utilizada para a correção de todos os quadros. O objeto deve permanecer parado para assegurar que as ROI escolhidas em um quadro correspondam à mesma região durante todo o estudo e que a correção de atenuação seja aplicada na secção correta [61].

A varredura de corpo inteiro é a técnica mais aplicada em equipamentos PET. Esses estudos, que raramente cobrem realmente o corpo todo, pois se estendem até a coxa, fornecem o melhor método de busca de metástases. FDG é o traçador mais utilizado para esse fim devido ao seu acúmulo em tumores, sua relativa meia-vida longa, e facilidade de obtenção. Em tomógrafos PET que não possuem o CT acoplado, após cada varredura de emissão, uma varredura de transmissão é executada na mesma posição. Esses estudos são reconstruídos em uma série de cortes (*slices*) que são denominados de volumes, de 128 x 128 x 2.048 pixels. O volume então é re-fatiado

horizontal e verticalmente, apresentando imagens de cortes em planos coronais e sagitais.

Nesse protocolo é realizada uma primeira varredura no CT para definir a extensão e divisão do campo de interesse, seguida de uma aquisição de CT para a correção da atenuação e uso como informação anatômica de diagnóstico. Geralmente se definem no primeiro CT o planejamento, quantas macas serão realizadas e a duração de cada aquisição/maca. O campo de visão axial dos equipamentos atuais varia de 11 a 18 cm, sendo que a aquisição de corpo inteiro é realizada em seqüências de 5 a 9 posições de maca, levando de 3 a 5 minutos em cada posição. Rabbit [62] apresenta protocolos de imagem de corpo inteiro para equipamentos PET/CT de campo de visão de 16,2 cm, com aquisições em 6 a 7 posições de cama e sobreposição de 3,7 cm.

A preparação do paciente é praticamente a mesma para os diferentes protocolos. A dose é injetada e a aquisição só é iniciada após 50-60 minutos, tempo necessário para a distribuição do radiofármaco nos órgãos de interesse. As imagens são adquiridas da cabeça até a coxa e levam cerca de 20 a 30 minutos. A parte inferior da perna pode ser incluída quando há interesse em exame específico como, por exemplo, melanoma na perna.

## **II. 4 Correções de Dados**

As imagens quantitativas provenientes dos equipamentos PET não são obtidas diretamente da reconstrução de dados de aquisição, muitas correções devem ser realizadas antes ou durante o processo de reconstrução.

### **II. 4.1 Normalização**

A tecnologia trabalha com milhares de detectores, sendo que nem todos respondem da mesma maneira à radiação incidente. Alguns detectores apresentam respostas mais rápidas do que a média, sendo outros de respostas mais lentas. Além disso, a geometria entre um par de detectores em coincidência também não é fixa e, mesmo que os detectores tenham a mesma eficiência individual a uma fonte fixa, existirão diferentes eficiências devido a considerações geométricas, além de diferenças nas fotomultiplicadoras. Portanto, os dados de projeção, sinogramas, adquiridos devem ser normalizados. Na Figura 10, são apresentados sinogramas típicos antes e após a normalização, onde o detector que apresenta defeito ou baixa eficiência aparece como uma linha escura correspondente a LOR que não adquire os dados como as demais.

Existem duas maneiras de determinar os fatores de correção para normalização. A primeira, denominada normalização direta, é realizada pela medida direta através de aquisição com o uso de um simulador contendo uma fonte radioativa de atividade conhecida, geralmente  $^{68}\text{Ge}$ , considerando que a fonte seja vista por todas as linhas de resposta possíveis, gerando fatores de correção para cada par de coincidências.

A segunda, denominada normalização indireta, separa as eficiências individuais de cada detector de seus efeitos geométricos. Desta forma, fatores de normalização são determinados para cada detector e não para cada par em coincidência, sendo então multiplicados para o par. Neste caso, a localização dos detectores nos anéis e nos blocos é determinante para o cálculo de correção.

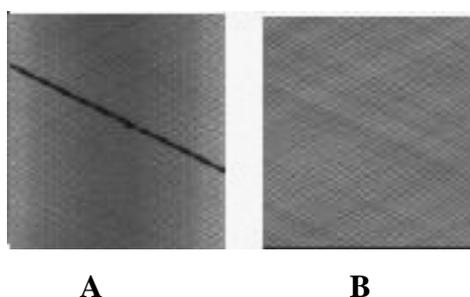


Figura 10 - Normalização de detectores: (A) Sinograma com uma LOR de baixa eficiência, linha diagonal escura; (B) Sinograma após normalização [www. washington.edu]

#### II. 4.2 Tempo morto do detector

A colimação eletrônica requer que todos os fótons de aniquilação que interagem com o detector sejam inicialmente processados e sejam descartados quando não ocorra coincidência. Cada detector pode processar apenas um fóton por vez, se outro fóton interage com a superfície do detector enquanto este ainda estiver cintilando após o primeiro, a energia e a posição de ambos os fótons serão prejudicados e o sinal de tempo do segundo fóton será perdido. O tempo mínimo de processamento para cada interação é de 1.000 ns para o BGO e de 200 ns para o LSO e NaI. Apesar de parecer um tempo bastante curto e da contagem de fótons simples em um cristal ser de aproximadamente cem mil contagens por segundo (cps), o detector não estará apto a contar na maior parte do tempo. Esse intervalo em que o detector não está apto a realizar a contagem é chamado de tempo morto e depende da contagem total em cada detector.

Na prática, pode-se estimar esse tempo pela medida da taxa de contagem de uma fonte em decaimento relacionada ao tempo. Assumindo que a fonte é de um emissor único, pode-se calcular os eventos verdadeiros através da meia-vida do nuclídeo e relacioná-la em um gráfico com as medidas realizadas. O gráfico deve ser linear para baixas taxas de contagem e baixa atividade. Para atividades maiores, a não linearidade provém do número de eventos que não foram efetivamente detectados devido ao tempo morto do detector. A relação de eventos medidos pelos esperados fornece uma estimativa do tempo morto do detector.

Para os equipamentos disponíveis no mercado, os fabricantes fornecem uma relação empírica entre a taxa de contagem e o tempo morto, como parte integrante do programa de processamento [62].

### II. 4.3 Coincidências Aleatórias

Como descrito anteriormente, a detecção de dois fótons de 511 keV co-lineares em uma janela de tempo  $\tau$  forma a base das imagens PET. Porém, durante essa janela de tempo há a possibilidade de se detectar dois fótons que não sejam provenientes da mesma aniquilação, mas que formem uma linha de resposta. Esse tipo de evento, denominado coincidência aleatória, fornecerá uma localização errada sobre a posição da aniquilação, podendo causar artefatos na imagem reconstruída. Essas contagens são específicas de um sistema PET e representam aumento de ruído, que pode ser estimado e removido, ocasionando perda de contraste da imagem. Existem dois métodos para a correção deste tipo de contagem. O primeiro utiliza as contagens de fótons simples,  $S_1$  e  $S_2$  em cada detector, sendo que a taxa de contagem de eventos aleatórios  $R$  pode ser representada pela multiplicação desses eventos simples por duas vezes o tempo de coincidência ( $\tau$ ) para o par de detectores, como segue:

$$R = 2 \tau S_1 S_2 \quad (\text{Equação 12})$$

É importante notar que pelo fato das contagens de eventos simples aumentarem com a atividade de radioisótopo presente no campo de visão, as aleatórias irão aumentar com o quadrado dessa atividade. Portanto, para baixas taxas de contagem, os eventos aleatórios pouco influenciam os eventos verdadeiros; já para altas taxas, os aleatórios podem até ultrapassar o número de eventos verdadeiros. Este método de correção é aplicado para cada projeção separadamente e apenas uma vez para cada varredura. A

contagem corrigida de eventos verdadeiros ( $T$ ) pode, então, ser representada pela subtração dos eventos medidos ( $M$ ) e dos eventos aleatórios ( $R$ ), como segue:

$$T = M - R \quad (\text{Equação 13})$$

O segundo método consiste em colocar duas janelas de coincidências em tempos distintos. A primeira é a janela de coincidência padrão, denominada  $\tau$ . Os eventos verdadeiros e aleatórios são detectados nesta janela, denominada agora janela de coincidência imediata (*prompt coincidence window*). A outra janela é posicionada com uma defasagem de tempo consideravelmente maior do que a anterior, algumas dezenas de nano-segundos. Esse circuito procura por eventos que ocorram em outra janela separada da coincidência padrão, e os eventos detectados são denominados eventos de coincidência tardios (*delayed coincidence events*). A probabilidade de que eventos verdadeiros ocorram na maior janela de tempo é zero, enquanto a probabilidade da detecção de eventos aleatórios é a mesma nas duas janelas. Então, na janela de coincidência imediata, têm-se os eventos verdadeiros somados aos aleatórios e na janela com atraso, apenas têm-se os eventos aleatórios. Pode-se então estimar os verdadeiros corrigidos pela subtração dos eventos tardios da contagem medida [63].

#### II. 4.4 Coincidências por espalhamento

Os detectores de cintilação são desenvolvidos de forma a maximizar o número de interações fotoelétricas e minimizar a probabilidade de efeito Compton através do uso de materiais de alto número atômico e alta densidade. Porém, devido ao baixo número atômico do tecido humano, podem ocorrer muitas interações no corpo do paciente devidas ao espalhamento Compton. Como no caso de eventos aleatórios, o espalhamento de um ou de ambos os fótons responsáveis pela detecção da coincidência levará a uma perda de localização do evento de aniquilação, aumentando a possibilidade da presença de artefatos na imagem reconstruída.

Para aquisições no modo 2D, devido ao uso de septos, os eventos espalhados não são tão significantes, representando uma estimativa de 15 a 20% da contagem total, não sendo considerado como fator crítico na qualidade da imagem. Já na aquisição em modo 3D, de 35 a 50% dos eventos detectados podem ser provenientes de espalhamento e a necessidade de correções se torna mais crítica.

Várias correções de espalhamento são propostas e podem ser resumidas em três principais grupos: utilização de várias janelas de energia, métodos matemáticos

baseados em fórmulas analíticas de espalhamento Compton ou Monte Carlo e, ainda, métodos envolvendo uma série de convoluções e deconvoluções ou ajustes de funções analíticas para áreas onde não haja radioatividade representando apenas os eventos espalhados. Na prática, muitas correções são realizadas por métodos iterativos, os dados das medidas originais são reconstruídos como uma estimativa inicial da distribuição verdadeira de material radioativo e, então, dessas imagens são estimados os eventos por cálculos de espalhamento Compton e subtraídos dos dados medidos; uma nova reconstrução é realizada como uma estimativa de eventos verdadeiros. Esses cálculos são repetidos até que as imagens reconstruídas da porção calculada como espalhada quando somadas às imagens reconstruídas sem estes eventos (estimada), sejam idênticas à imagem reconstruída inicial.

Após todas as correções, para se obter a contagem verdadeira  $T$  em qualquer LOR, deve-se medir a taxa de contagem total  $N$ , subtrair as contagens espalhadas  $S$  e as aleatórias  $R$ , obtendo-se:  $T = N - S - R$  (Equação 14)

## II. 4.5 Atenuação

Uma das mais importantes correções para os dados de projeção são as que levam em conta aos efeitos da atenuação no corpo do paciente. Como descrito em II. 3.5, o fator de correção de atenuação para uma projeção é independente do local onde essa aniquilação ocorre em uma mesma linha de resposta, sendo que o coeficiente varia devido às diferentes atenuações dos diversos tecidos. Existem dois métodos de aproximação na avaliação de atenuação do fóton. O primeiro é um método calculado ou analítico, onde o caminho percorrido pelo fóton é estimado e um valor de coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) é assumido. As duas limitações dessa aproximação são a determinação dos caminhos percorridos para todas as projeções e as variações de  $\mu$  não são facilmente estimadas para a grande variedade de tecidos. Essa aproximação tem sido realizada em imagens de cérebro, considerando o corte cerebral como uma elipse e assumindo um coeficiente de atenuação uniforme similar ao do tecido ósseo.

Um segundo método é a medida dos fatores de atenuação diretamente pelo uso de fontes externas ou pelo uso da tomografia computadorizada (CT). Neste caso, duas varreduras são realizadas, uma sem nenhum objeto no campo de visão do equipamento, denominada “branco” (*blank scan*), sendo a outra uma varredura de transmissão com o objeto de interesse no campo de visão, na mesma posição da varredura de emissão, ou

seja, o levantamento do mapa de atenuação do objeto. As razões entre os dados medidos no branco pelos dados de transmissão fornecem fatores de correção para a varredura de emissão [63]. Dessa forma:

$$Emiss\tilde{a}o\ corrigida = Emiss\tilde{a}o \times (Branco/Transmiss\tilde{a}o) \quad (\text{Equa\c{c}\~{a}o 15})$$

## II. 5 Reconstru\c{c}\~{a}o de Imagem

A reconstru\c{c}\~{a}o de imagens em PET \u00e9 bastante complexa, particularmente em 3D, e geralmente \u00e9 executada em computadores especiais, denominados processadores. Estes, por sua vez, possuem pequenos processadores, que trabalham em paralelo em diferentes partes da reconstru\c{c}\~{a}o de forma a execut\u00e1-la totalmente em um tempo razo\u00e1vel. Durante a reconstru\c{c}\~{a}o devem ser acessados, al\u00e9m dos dados de aquisi\c{c}\~{a}o, os dados de normaliza\c{c}\~{a}o para calibrar a efici\u00eancia do par de detectores, tanto quanto os dados de transmiss\tilde{a}o e o branco, para corre\c{c}\~{a}o da atenua\c{c}\~{a}o e da radia\c{c}\~{a}o espalhada.

O objetivo da reconstru\c{c}\~{a}o \u00e9 produzir uma imagem da concentra\c{c}\~{a}o do tra\c{c}ador a mais clara poss\u00edvel, com a maior raz\~{a}o sinal/ru\u00eddo e melhor resolu\c{c}\~{a}o espacial. Com a introdu\c{c}\~{a}o de imagens obtidas por m\u00e9todos tomogr\u00e1ficos, ou por cortes, foi poss\u00edvel a obten\c{c}\~{a}o de imagens tridimensionais (3D) atrav\u00e9s de uma s\u00e9rie de imagens finas transversais em 2D. Cada imagem representa apenas duas dimens\u00f5es e a terceira dimens\u00e3o \u00e9 obtida por sucessivas imagens de uma s\u00e9rie. Assim, cada ponto de aquisi\c{c}\~{a}o representa a informa\c{c}\~{a}o integrada ao longo de uma dimens\u00e3o do objeto. Essas integrais s\u00e3o somadas e denominadas proje\c{c}\~{o}es ou raios de proje\c{c}\~{o}es. A reconstru\c{c}\~{a}o atrav\u00e9s de proje\c{c}\~{o}es \u00e9 uma t\u00e9cnica matem\u00e1tica que permite a reconstru\c{c}\~{a}o de um grupo de imagens transversais sendo que cada uma representa a informa\c{c}\~{a}o bi-dimensional.

Os algoritmos de reconstru\c{c}\~{a}o para equipamentos PET podem ser divididos em duas grandes categorias: reconstru\c{c}\~{a}o por retro-proje\c{c}\~{a}o filtrada (*Filtered Back-Projection - FBP*) e reconstru\c{c}\~{a}o interativa (*Maximum Likelihood Expectation Maximization* (ML-EM) e o *Ordered Subsets Expectation Maximization - OS-EM*).

### II. 5.1 Retroproje\c{c}\~{a}o Filtrada

Um dos m\u00e9todos de reconstru\c{c}\~{a}o de imagens \u00e9 realizado atrav\u00e9s de suas proje\c{c}\~{o}es, denominado retro-proje\c{c}\~{a}o filtrada e, como o pr\u00f3prio nome diz, envolve duas etapas: filtragem das proje\c{c}\~{o}es e, ent\u00e3o, retro-proje\c{c}\~{a}o das mesmas no formato 2D.

Consiste basicamente de quatro passos: as projeções são expressas através de transformadas de Fourier, aplicação de filtro de frequência na projeção transformada, inversão da transformada filtrada e retro projeção da projeção filtrada. A maior limitação do uso desta técnica é o ruído estatístico que se propaga em todas as etapas, porém este pode ser reduzido através do uso de um filtro “suavizador” de altas frequências. Como a mesma informação é redistribuída para todos os pontos da imagem em cada ângulo, surgem artefatos radiais característicos, chamados de “efeito estrela” (Figura 11), que devem ser minimizados. Quanto maior o número de projeções menos evidente se torna este efeito [61,62].

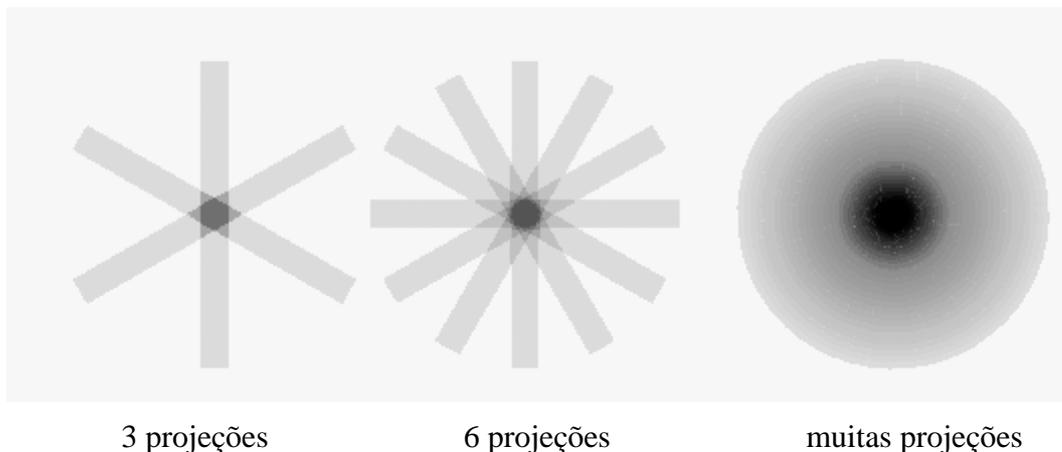


Figura 11: Retroprojeção filtrada de uma fonte pontual com 3, 6 e muitas projeções. Para um número menor de projeções, o “efeito estrela” é mais perceptível.

## II. 5.2 Reconstrução Iterativa

O método de reconstrução iterativa baseia-se em uma série de estimativas da imagem, comparação das projeções estimadas com as resultantes dos dados efetivamente medidos e refinamento das estimativas até que um resultado satisfatório seja atingido. Os parâmetros a serem estimados são as distribuições locais de atividade  $\lambda = \{ \lambda_j \}$ , onde  $j$  é o número do pixel no plano do corte. Isto equivale a estimar a intensidade média de fótons emitidos em cada um desses pixels, considerando a distribuição de Poisson, característica de decaimentos radioativos. Os dados observados  $y = \{ y_i \}$  são conjuntos de fótons detectados. O processo consiste em estimar  $\lambda$  a partir de  $y$  e pode ser dividido em quatro passos: determinação de um modelo que descreva o sistema de aquisição de dados, cálculos utilizando uma função objetiva quantificando o quanto a imagem estimada se assemelha aos dados medidos, uso de um algoritmo que determine a próxima estimativa e um critério para o término do processo de iteração. A

grande limitação desse método consiste na demanda de recursos computacionais bastante complexos.

A introdução da reconstrução através de subconjuntos ordenados (*Ordered Subsets - OS*) nos dados de projeção tornou mais rápida a velocidade de iteração. Associado a um algoritmo EM (*Maximization Expectation*), a técnica denominada OSEM agrupa os dados de projeção em subconjuntos e a reconstrução resultante é o passo inicial para o próximo conjunto. Uma interação simples utilizando OSEM é completada quando cada um dos subconjuntos for utilizado uma vez. Para o sistema PET, cada subconjunto pode incluir alguns ângulos distintos de projeção, sendo uma projeção um subconjunto completo de raios de projeção paralelos para um dado ângulo [61,62].

## II. 6 Fontes de ruídos

Todas as técnicas de medicina nuclear envolvem contagem de fótons que são emitidos do corpo, provenientes do radiofármaco administrado e que não são absorvidos pelo próprio corpo. Para minimizar a dose de radiação, apenas a quantidade minimamente necessária de traçador é injetada para formar uma imagem de boa qualidade, já que todos os órgãos estarão sujeitos a essa radiação por um tempo maior do que a duração do exame, ou seja, até que o traçador decaia e seja biologicamente eliminado. As técnicas de imagem são limitadas às relações sinal-ruído (*Signal to Noise Ratio – SNR*). Na maioria dos casos, a qualidade da imagem aumenta com a realização de medidas em maiores tempos de aquisição, de forma a obter maior número de contagens e, portanto maior sinal.

No caso de uma imagem digital de uma gamacâmara planar, o número de contagens em cada pixel é diretamente proporcional a área do pixel e ao tempo de contagem efetivo, isto é, ao tempo de contagem corrigido para o decaimento. Pelo fato do decaimento ser um processo randômico, o número de contagens obtido para duas medidas distintas não será o mesmo. De fato, o número de contagens  $N$  adquiridas por unidade de tempo tem uma incerteza correspondente ao desvio padrão  $\sqrt{N}$ . As imagens adquiridas em curtos períodos de tempo proporcionam maior relação sinal ruído, que é expresso por:  $N/\sqrt{N} = \sqrt{N}$ . Pelo mesmo motivo, imagens obtidas em

pixels de menores tamanhos também apresentam maior ruído. Esse ruído proveniente de cada projeção é propagado na imagem reconstruída.

O ruído devido à contagem de fótons é somente uma parte do ruído total nesses sistemas. Existem tanto os pares verdadeiros de fótons não espalhados que são provenientes apenas do sinal e estão sujeitos a uma distribuição normal de ruído estatístico, como também as contagens aleatórias e espalhadas, que não contribuem ao sinal, mas somente ao ruído propagado na imagem. O ruído em imagens PET é pior do que o ruído em um estudo de fótons simples (SPECT) para um dado número de contagens registradas, porém o número de contagens verdadeiras detectadas é muito maior do que nas imagens por gamacâmaras convencionais.

Pode-se pensar que as contagens poderiam ser depreciadas devido às correções de contagens aleatórias e espalhadas. Esse conceito se refere à taxa de contagem de ruído efetiva (*Noise-Effective Count Rate - NECR*), definida como a taxa equivalente de contagens verdadeiras sem a interferência de fontes de ruído provenientes das contagens aleatórias e devidas ao espalhamento. Se  $N$  é a taxa de contagem em coincidência,  $T$  é a taxa de contagem de eventos verdadeiros,  $S$  é a taxa de contagem de espalhamento, e  $R$  é a taxa de contagem de eventos aleatórios, e  $f$  é o fator de projeção para o local do estudo, então:

$$NEC = \frac{T}{1 + \frac{S}{T} + \frac{2fR}{T}} \quad \text{(Equação 16)}$$

Os termos  $S/T$  e  $R/T$  são sempre positivos e reduzem a taxa de contagem efetiva. A fração de espalhamento  $S/T$  é constante para uma dada aquisição, mas os eventos aleatórios aumentam com a atividade e respectivo aumento da taxa de contagem total.  $NEC$  tem sido tomada como um fator de qualidade por expressar os eventos verdadeiros sem a influência de componentes aleatórios e espalhados produzindo a mesma relação sinal-ruído SNR [63,64].

A Figura 12 demonstra o comportamento da variável NEC para uma varredura, mostrando as taxas de contagem dos eventos verdadeiros, aleatórios e espalhados em função da atividade da amostra no campo de visão do equipamento.

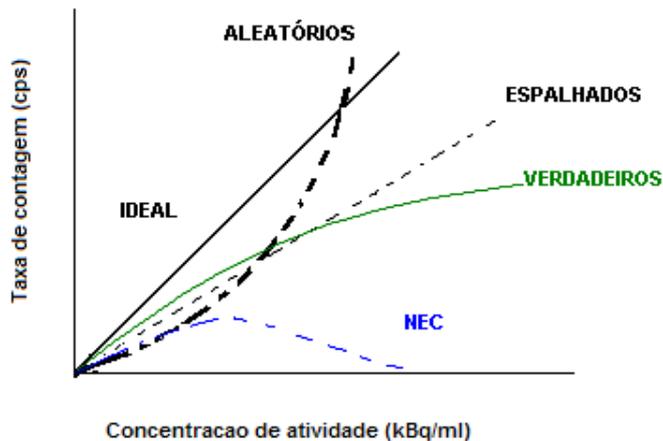


Figura 12 – Contagem de eventos em um sistema PET ideal. Considerando que não apresente tempo morto, a taxa de contagem é diretamente proporcional à concentração de atividade. As contagens espalhadas são uma fração constante e as contagens aleatórias aumentam com o quadrado da concentração de atividade. A contagem efetiva de ruído primeiro cresce com a atividade, atingindo ponto máximo, depois decai, onde o ruído torna-se excessivo [64].

NEC foi primeiramente introduzida por Strother [64] e é derivado do conceito de quantidade equivalente de ruído, originário da imagem fotográfica convencional. Pode ser definida como a taxa de contagem de coincidências equivalente corrigida para coincidências espúrias seja de eventos aleatórios, seja por espalhamento. NEC também pode ser definida como diretamente proporcional ao quadrado da razão sinal  $\times$  ruído dos dados adquiridos. Este parâmetro pode ser medido e tornou-se um valor relacionado ao desempenho; é fornecido pelo fabricante e como parte dos testes de aceitação de um equipamento. Pode ser determinado utilizando-se um objeto padrão, sendo que o primeiro aceito pela norma NEMA NU-2 1994 [65] foi um simulador cilíndrico de 20 cm de diâmetro e 20 cm de comprimento cheio com água. Posteriormente chegou-se a conclusão que a extensão do objeto no sentido axial (comprimento) influenciava bastante nas medidas e, então, um novo simulador de 70 cm de comprimento foi proposto para a determinação do NEC na avaliação das imagens de varreduras de corpo inteiro.

Ainda assim, esse parâmetro é frequentemente utilizado para comparações entre técnicas de imagem, como aquisições 2D e 3D. Alguns estudos recomendam que a atividade administrada ao paciente deva ser de 90 e 95% do valor máximo do NEC (pico na curva NEC da Figura 12), introduzindo uma redução das doses injetadas e

também a redução dos efeitos negativos da alta taxa de contagem, como aumento do tempo morto [66].

Danna *et al* [67] relaciona as curvas NEC para um equipamento PET específico com a máxima dose a ser injetada no paciente chegando a reduções de dose de até 5% em estudos clínicos.

## II. 7 Valor padrão de captação - SUV

Quando equipamentos PET são utilizados na área médica, o produto final é a interpretação humana da imagem com o diagnóstico de uma possível doença. O aumento da captação do radiofármaco administrado ao paciente é usado não apenas para o diagnóstico, mas também para o estadiamento, a detecção de recorrências ou resíduos de tecidos tumorais, estando diretamente relacionado com a viabilidade da célula.

Portanto, uma redução na captação após um tratamento pode representar a eficiência das medidas clínicas adotadas. Young *et al* [68], grupo europeu de pesquisa de tratamento de câncer, fez uma comparação entre diversos métodos de estimativa dos valores de captação em tecidos tumorais (*Standard Uptake Value - SUV*), dividindo-os em duas categorias: interpretação visual dos índices semiquantitativos da quantidade acumulada de radioisótopo na imagem e uma modelagem da cinética derivada da taxa de metabolismo da glicose. A captação (SUV) de FDG varia com a localização do tumor devido à profundidade e tipo de tecido na vizinhança já que a identificação visual é baseada no contraste, mas pode ser estimada como segue:

$$SUV = \frac{Q \times W}{Q_{inj}} \quad , \quad \text{(Equação 17)}$$

onde  $Q$  é a concentração de radiofármaco no tumor (MBq/l) sendo normalizada pela divisão pela dose injetada  $Q_{inj}$  (MBq), e uma estimativa do peso corporal  $W$  (kg), considerando a densidade dos tecidos como igual a da água (1 kg/l).

Vários fatores afetam essas medidas já que dependem fundamentalmente da qualidade da imagem. Boellaard *et al* [69] apresentam uma simulação do efeito do ruído, da resolução e da definição correta da região de interesse (ROI) na obtenção da SUV utilizando simuladores. A conclusão é de que todos esses fatores afetam bastante os valores encontrados de captação e que o SUV só pode ser usado quando os dados de aquisição e processamento são constantes, restringindo o uso dessa ferramenta como

comparativo entre exames diversos. Estudos mais recentes realizados por Ivanovic *et al* [70, 71] e por Buvat [72] demonstram que os parâmetros de aquisição e processamento de imagem continuam a ser um grande problema na determinação da SUV, podendo levar a erros de diagnóstico de tumores malignos ou benignos, comprometendo a técnica. Análises de discrepâncias entre diferentes instituições para diversos estudos foram realizadas por Thie [73] recomendando que esforços devam ser efetuados para definir padrões nas aquisições e análises utilizadas durante os exames clínicos.

A quantificação da concentração do radiofármaco é função da região de interesse analisada, a definição do método de contorno e sua dimensão, não existindo consenso em como defini-la. Nos equipamentos mais modernos cada imagem pode ser avaliada utilizando-se dois métodos diretos medidas de SUV:

- Medida de captação máxima, SUV máximo (SUV<sub>máx</sub>) sendo obtido para uma região de interesse de 1 pixel, correspondendo ao máximo valor em toda a região analisada. Porém, além de considerar que toda a região capta um valor máximo, a medida é fortemente afetada pelo ruído na imagem e pelo método de reconstrução, mas é frequentemente considerada a melhor maneira de quantificação por não depender da análise do observador;
- Medida de captação média, SUV médio (SUV<sub>médio</sub>), sendo obtida como a média das contagens na região de interesse. Apresenta, porém limitações quanto à dependência do observador, sendo também utilizada em alguns estudos [74].

Outros métodos também são utilizados como a definição de um mesmo contorno na região como uma percentagem do valor máximo no pixel, geralmente entre 50 e 80%. Porém, além da influência do ruído, continua a ser dependente do valor máximo e não é fácil se determinar quanto da região é efetivamente captante [75].

Em todos os métodos observa-se forte dependência da resolução espacial do sistema nas medidas. A captação em lesões muito pequenas, de dimensões próximas à resolução espacial do equipamento, é constantemente subestimada. A esse fenômeno, denomina-se efeito do volume parcial.

## **II. 8 Efeito do volume parcial**

Pode ser descrito por basicamente dois fenômenos distintos que tornam as intensidades medidas diferentes dos valores ideais. A resolução espacial do PET é determinada pelas configurações dos detectores e pelo processo de reconstrução,

podendo levar a presença de “borrões” que causam “derramamento” (*spillover*) entre as regiões analisadas, influenciando as medidas de radiação de fundo e de outras regiões de interesse.

O outro fenômeno é denominado efeito de fração do tecido e pode ser resumido como a influência de densidades de tecidos diferentes contidos na mesma região de interesse.

Esse efeito pode afetar bastante a quantificação e a qualidade da imagem. Para qualquer lesão captante de menor tamanho em uma região com radiação menor (BG), o sinal será difundido. Pode ser observado para lesões de tamanho de 2 vezes a largura a meia altura (FWHM) da resolução de uma imagem reconstruída. O máximo valor em uma lesão captante será então menor do que o valor máximo esperado. Esses fenômenos tornam-se principalmente importantes quando a técnica PET é utilizada no planejamento de tratamentos radioterápicos e no acompanhamento de tratamentos onde se deve estimar a melhoria na captação de lesões pequenas em função do tratamento aplicado [75].

Correções devem ser avaliadas para ambos os efeitos, resolução espacial finita e diferenças no tecido.

## **II. 9 Coeficiente de Recuperação (CR)**

A definição de um fator para correção do efeito de volume parcial vem sendo discutida por vários autores [73,74,75,76]. Porém, o método proposto para determinação desse fator de correção (CR) não resulta em uma imagem corrigida, apenas corrige valores de captação encontrados.

A determinação do coeficiente ou fator é realizada com um simulador, de forma e dimensões conhecidas, contendo estruturas de interesse onde são inseridas atividades pré-determinadas, procedendo-se a quantificação. A avaliação dos valores reais de atividade inseridos no simulador pelos valores obtidos na imagem final leva à determinação dos coeficientes. Aplicando-os, então, a lesões de mesmas dimensões do simulador, pode-se obter valores de captação corrigidos na lesão.

Esse processo faz algumas considerações que devem ser levadas em conta durante as medidas. Assume-se que a lesão tem o mesmo formato e dimensão das estruturas do simulador, além de que a captação é homogênea em toda a extensão da lesão.

Srinivas *et al* [76] discutiram as limitações do processo e define como um cálculo simplificado a determinação do CR, segundo a equação:

$$CR = \frac{\textit{atividade medida na estrutura do simulador} - \textit{atividade medida no BG}}{\textit{atividade conhecida na estrutura} - \textit{atividade conhecida no BG}}$$

(Equação 18)

## II. 10 Controle de Qualidade em Imagens PET

O controle de qualidade de tomógrafos PET foi proposto por Karp *et al* em 1991 [77]. Uma comissão da *National Electrical Manufacturers Association – NEMA* foi formada por membros de todos os fabricantes e membros das sociedades de classe. Os testes propostos por Karp foram então refinados e adotados pela NEMA resultando na norma NEMA 2-1994 [65], documento utilizado na avaliação de desempenho desses equipamentos. Paralelamente, a Comunidade Européia concentrava esforços em testar seus equipamentos e propor medidas básicas de controle. Esse trabalho resultou em uma norma da *International Electrotechnical Commission – IEC* [78]. Apesar de haverem algumas semelhanças entre as duas normas, NEMA e IEC, muitos detalhes específicos, tais como: simuladores, procedimentos de aquisição e métodos de processamento são diferentes. A norma NEMA [65] sofreu algumas modificações e atualizações baseadas em sugestões e trabalhos de usuários da técnica, provenientes de variações introduzidas por novos equipamentos que surgiram ao longo do tempo, em particular pelo crescimento de aquisições em modo 3D, sendo publicada uma nova versão em substituição a anterior, NEMA NU 2-2001 [79] que, porém, não resolveu as diferenças entre as duas recomendações.

Devido à predominância de uso do PET em varreduras de corpo inteiro nos últimos dez anos, tornou-se importante a adoção de condições que melhor representassem esse protocolo. Foi proposta então a adoção de um novo simulador com comprimento maior, de 19 cm em 1994 [65], para 70 cm em 2001 [79], a ser utilizado em vários testes de desempenho como sensibilidade, fração espalhada, taxa de contagem, entre outros. O simulador de menor comprimento, de 20 cm x 19 cm anteriormente proposto pela NEMA 1994 [65] continua a ser utilizado para testes em equipamentos dedicados a realizar imagens cerebrais.

Outra grande variação na norma NEMA NU 2-2001 [79] foi a introdução do teste de qualidade de imagem que visa reproduzir uma situação clínica, utilizando FDG em um estudo de corpo inteiro, avaliando todo o desempenho da máquina, incluindo o processo de reconstrução de imagem adotado. O simulador utilizado para esse fim é o indicado pela norma IEC [78], que apresenta esferas internas “quentes” e “frias”. Esse teste foi proposto em um protocolo de aquisição padrão, de forma a permitir comparações entre equipamentos distintos. Daube-Witherspoon *et al* [80] faz a descrição de cada teste e discute as variações encontradas entre as duas normas. Conclui que a mudança de simulador e a inclusão do teste de qualidade de imagem trouxeram grande melhoria na avaliação de desempenho de equipamentos PET, possibilitando a correlação com estudos clínicos.

Mawlawi *et al* [81] e Bettinard *et al* [82] realizaram essa mesma comparação entre as normas NEMA de 1994 e de 2001 para um equipamento PET/CT com cristais de BGO, introduzindo ainda variações no modo de aquisição em duas (2D) e em três (3D) dimensões. As conclusões são relativas ao desempenho de um equipamento específico e indicam que a maior variação observada entre as medidas realizadas entre as duas normas diferiram, em maior proporção, para o teste de sensibilidade.

Com a introdução dos cristais de LSO, que possuem material radioativo incorporado na forma de  $^{176}\text{Lu}$ , alguns testes de desempenho dos equipamentos PET construídos com arranjos desses materiais foram realizados pela norma NEMA 2-2001 demonstraram erros atribuídos a essa radiação de fundo. Alguns autores, Watson *et al* [48] e Brambilla *et al* [83] realizaram testes com esses tomógrafos, concluindo que ajustes deveriam ser realizados de forma a incluir a componente de radiação inerente aos detectores. Foi proposta então, em 2007, outra atualização da norma NEMA denominada NU 2-2007 [84] onde foram introduzidos métodos alternativos de medidas de contagens aleatórias e de sensibilidade para equipamentos com radioatividade intrínseca.

A avaliação de outros tipos de equipamentos PET como os fabricados com cristais de detectores de GSO realizado por Surti e Karp [85], ou a comparação com equipamentos contendo cristais de LSO realizado por Strigl *et al* [86], ambos operando apenas no modo 3D, demonstram resultados promissores quanto ao uso de Gadolínio como material para detectores. Porém, concluem que enquanto o equipamento que possui detectores de GSO apresenta alta resolução espacial, o baseado em cristais de LSO apresenta maior sensibilidade.

Mais recentemente Bolard *et al* [87] realizaram um estudo de desempenho de dois equipamentos PET/CT de um mesmo fabricante, o mesmo material detector de BGO, com diferenças construtivas como o números de cristais (12.096 e 10.080) e de anéis (18 e 24), número de fotomultiplicadoras por bloco de detector (2 e 4), tamanho de abertura de campo visual transaxial (550 e 700 mm) e número de planos de imagens (35 a 47). Uma das conclusões desse trabalho é a que as diferenças construtivas representam grande variação em parâmetros importantes para a imagem médica, como sensibilidade e resolução espacial e que a norma NEMA é uma ferramenta importante na comparação desses parâmetros. A realização destes testes, porém é demorada e demanda uma quantidade de radioisótopo de cerca de cinco vezes uma dose administrada em pacientes. Outra conclusão foi a de que a maior limitação no desempenho desses equipamentos deve-se ao material dos detectores, ou seja, é inerente a construção da máquina.

Apesar do desempenho de um equipamento PET não ser dependente apenas dos detectores, mas do projeto do tomógrafo como um todo, a pesquisa e utilização de novos materiais cintiladores continua até hoje. Kemp *et al* [88] apresentam os resultados dos testes NEMA NU-2001 para detectores de ortosilicato de ítrio-lutécio (LYSO), com as mesmas características construtivas do *Discovery ST*™ analisado anteriormente [86]. As conclusões são que este novo material cintilador em substituição ao BGO resulta em um equipamento de maior resolução espacial e melhor resolução energética, permitindo o uso de uma janela de energia menor e reduzindo, portanto, o número de fótons espalhados. Porém isso também leva a uma perda de sensibilidade.

Observa-se que o desenvolvimento dessa tecnologia continua em expansão com testes de novos materiais e de novos arranjos, levando a variações de desempenho significativas. A garantia do desempenho desde a construção do equipamento, sua instalação e a entrada posterior na rotina clínica passam a ser objeto de estudo.

É importante notar que a variação de cada parâmetro em função do fabricante, tipo de detector, campo de visão, entre outros, levam a variações de desempenho e controle. Os procedimentos de testes devem possibilitar o rastreamento da estabilidade do sistema e ser suficientemente sensível de forma a perceber variações na operação que indiquem probabilidade de falha.

## II. 10.1 Testes de Aceitação

A realização dos testes de aceitação dos equipamentos como base de levantamento dos parâmetros operacionais é parte importante do processo. Além disso, o controle da qualidade deve ser realizado de forma regular para garantir o desempenho inicial.

Os testes de aceitação são realizados quando o equipamento é instalado e têm como objetivo assegurar que o mesmo encontra-se de acordo com as especificações do fabricante. Devem incluir as medidas de resolução espacial e axial, eficiência de contagem, uniformidade de imagem, desempenho de taxa de contagem, reprodutibilidade e sensibilidade. Os resultados são então comparados com os desempenhos de fábrica e considerados aceitáveis dentro de variações pré-determinadas pelo próprio fabricante e serão a base do controle de rotina, indicando o desempenho do equipamento ao longo do tempo de uso. Desta forma, o usuário, proprietário do equipamento, deve não apenas acompanhar esses testes como também dispor de seus resultados para posterior execução do controle rotineiro e possível identificação ou previsão de mau funcionamento.

As normas NEMA [65,79,84] e IEC [78,89] não especificam os testes mínimos recomendados para aceitação do equipamento, apenas descrevem os procedimentos de realização dos mesmos. Os testes de aceitação são normalmente especificados em contratos de compra, acordados entre as partes, em conjunto com os contratos de assistência técnica e manutenção. Normalmente, todos os testes referenciados pela NEMA são realizados.

Tabela 4: Testes recomendados pela NEMA (2001 e 2007) e IEC

NORMA	NEMA NU 2-2001	NEMA NU 2-2007	IEC 61675 - 1
P A R Â M E T R O	Resolução Espacial	Resolução Espacial	Resolução Espacial
	Fração Espalhada Coincidências aleatórias	Fração Espalhada Coincidências aleatórias	Fração Espalhada
	Sensibilidade	Sensibilidade	Sensibilidade
	Precisão: correções tempo morto e eventos aleatórios	Precisão: correções tempo morto e eventos aleatórios	-
	-	-	Coefficiente de recuperação
	-	-	Característica de taxa de contagem
	Correção Atenuação	Correção Atenuação	Correção Atenuação
	Qualidade da Imagem	Qualidade da Imagem	Qualidade da Imagem

A Tabela 4 resume os testes recomendados pela NEMA e pela IEC em suas últimas edições [84,89]. Deve-se notar que alguns são comuns, outros diferem na nomenclatura, porém nenhum destes apresenta resultados mínimos de aceite ou padrões numéricos de qualidade para nenhum dos parâmetros avaliados.

## **II. 10.2 Controles Diários**

Requisitos mínimos de um programa de garantia da qualidade consistem em cheques diários para testar o uso do equipamento em condições normais e, ainda, recalibração periódica de forma a garantir correta normalização. Testes adicionais para resolução espacial e axial, para desempenho de contagem, eficiência de contagem (sensibilidade) e uniformidade da imagem devem ser incluídos no programa para assegurar o desempenho do equipamento de acordo com as especificações do fabricante. A variedade de equipamentos restringe a adoção de programas genéricos, levando ao desenvolvimento de programas individualizados para cada local, instalação ou mesmo equipamento. Um controle diário deve ser realizado sob as condições normais e rotineiras de uso de forma a prover o operador de informações sobre o sistema que alerte sobre futuros problemas e garanta o uso adequado na rotina clínica [90,91]. Os equipamentos atuais realizam os testes diários automaticamente, antes do início da rotina clínica, independente do operador, fornecendo um relatório sobre as condições de operação e correções aplicadas.

### **II. 10.2.1 Sensibilidade Relativa por LOR**

A primeira visualização de uma imagem em PET é o sinograma. O sinograma representa cada linha de resposta de uma coincidência verdadeira, que é única para cada contagem e para o par de detectores onde esta se origina, fornecendo a localização da aniquilação. Os testes diários pela visualização dos sinogramas fornecem a uniformidade na detecção das aniquilações e um defeito pode indicar ao operador da máquina algum problema de software ou hardware.

Esse controle diário consiste de uma aquisição com uma fonte de meia-vida longa, como a de Germânio-68. Diferentes equipamentos podem utilizar diferentes tipos de fonte e diferentes arranjos para o controle diário. Essa fonte é normalmente um simulador cilíndrico de atividade uniformemente distribuída, montada no centro do

campo de visão, colocada em suportes específicos e alinhada através de laser, para que todos os detectores estejam recebendo igualmente a radiação emitida pela fonte. Os sinogramas resultantes dessa varredura, representados na Figura 13, são comparados a uma aquisição padrão de normalização dos detectores e diferenças significativas entre as duas indicam que deve ser realizada uma normalização.

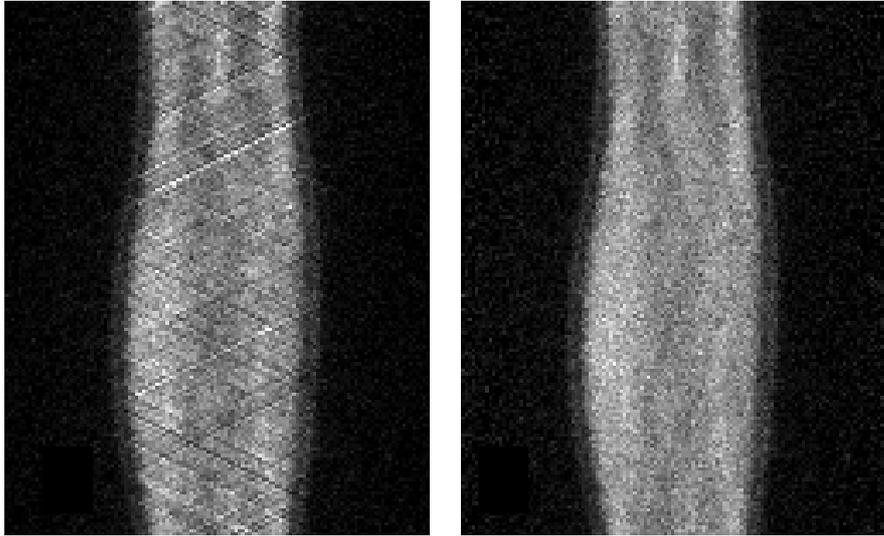


Figura 13- Representação do sinograma: Sinograma (A) apresentando falhas que devem ser corrigidas pela normalização dos detectores; (B) após correção [www. mit.edu]

Os detectores cujos valores encontrados apresentem diferenças acima de determinados limites, devem ter seu discriminador de energia ajustado. Assim:

$$\% \text{ Diferença} = \frac{\text{Número de contagens de um bloco em particular}}{\text{Média de número de contagens que o bloco deve apresentar}} \times 100$$

(Equação 19)

A eficiência média de cada cristal será dada por:

$$\text{Eficiência média de cada cristal} = \frac{\text{Contagens de cada cristal}}{\text{Média de contagens do cristal pertencente ao bloco}}$$

(Equação 20)

Se um cristal em um bloco estiver fora da faixa de aceitação, o bloco inteiro irá registrar “fora da faixa” e deve ser corrigido por ajuste nos ganhos das fotomultiplicadoras. O desvio padrão e o valor teórico mínimo são derivados da

normalização. Esse fator de multiplicação é aplicado para os cristais de forma a que estes tenham leituras iguais. Devido ao ruído e a natureza estatística da radioatividade, nem sempre isso é verdade. O percentual de variação da medida teórica é reportado como o desvio padrão da normalização das eficiências dos cristais. Os cristais que estão fora do valor de três vezes o desvio padrão são listados junto a sua localização. Em uma distribuição normal, menos do que 1% de todos os cristais teriam a eficiência fora de três vezes o desvio padrão da média. Em um sistema de aproximadamente 8.000 cristais, pelos menos 80 cristais estariam fora dos padrões, mas o sistema ainda seria considerado normal [90,91].

## **II. 10.2.2 Varreduras em Branco (*BLANK SCAN*)**

A varredura em branco é necessária para estimar os coeficientes de atenuação em cada LOR. Essa varredura será utilizada para a correção de diversos estudos. De forma a prevenir ruído que poderá se propagar em outras etapas de reconstrução da imagem, esta deverá ser livre de ruído. Muitos equipamentos são projetados para que essa varredura seja executada sem operador, permitindo a aquisição durante um longo período de tempo, durante a noite, enquanto o equipamento não está em uso. Esse procedimento garante um tempo de contagem bastante longo, possibilitando aquisições com baixo nível de ruído. Deve ser realizado diariamente, antes do equipamento entrar na operação de rotina.

O exame dessa varredura também mostra um detector que não esteja operacional, que aparece como uma banda diagonal contínua no sinograma, como indicado anteriormente. Durante a varredura em branco, uma fonte de transmissão é exposta, geralmente incorporada ao corpo do equipamento, emitindo radiação sem nenhum objeto no campo de visão. Essas varreduras servirão de dados para a correção da atenuação.

## **II. 10.3 Controles Eventuais**

### **II. 10.3.1 Normalização**

Realizada quando a sensibilidade por linha de resposta apresenta valores acima do especificado. Assim, corrige a sensibilidade de cristais individuais para uma linha de resposta através do balanceamento da eficiência de pares de detectores.

Alguns autores [92,93] recomendam que essa calibração seja executada semanalmente, outros relatam que esta não precisa ser efetuada se o controle de qualidade diário não indica variações fora dos limites ou não haja qualquer manutenção no equipamento.

Alguns sistemas requerem normalização separada para 2D e 3D, sendo que fontes de diferentes atividades devem ser utilizadas nos dois modos. Também para os equipamentos PET/CT, uma fonte de 20 cm de diâmetro é frequentemente utilizada, colocada no centro do campo de visão, sendo realizada uma aquisição por algumas horas. O processo de normalização pode ser expresso através da relação:

$$NORM = \frac{\textit{Contagem média na aquisição total}}{\textit{Contagens medidas para a LOR}}$$

(Equação 21)

A Figura 14 ilustra um teste de normalização de detectores efetuado com uma fonte externa de germânio ( $^{68}\text{Ge}$ ), de atividade conhecida, uniformemente distribuída em resina e encapsulada em um simulador cilíndrico.



Figura 14 - Teste de Normalização: simulador homogêneo de atividade conhecida colocado no centro de visão do equipamento para aquisição [foto cedida].

### II. 10.3.2 Calibração do sistema de fotomultiplicadoras

A calibração do sistema é executada através do ajuste fino do ganho das fotomultiplicadoras. Consiste no ajuste das voltagens por alteração do ganho e checagem dos limites da janela de energia. Isso promove uma resposta uniforme nos cristais para uma altura de pulso com pico de energia média de 511 keV. Esse pico é

centralizado entre um discriminador de nível baixo (*lower level discriminator - LLD*) para cerca de 350 keV, e um discriminador de nível alto (*upper level discriminator - ULD*), em torno de 650 keV.

Quando uma fotomultiplicadora começa a perder sensibilidade, o ganho deve ser aumentado para que esta ainda possa ver a cintilação do cristal. Todo sistema PET possui um dispositivo para examinar esses ganhos chamados *bucket gain* que fornece um relatório para cada conjunto fotomultiplicadoras-detectores (*buckets*) e para cada anel. Um ganho teoricamente perfeito é comparado aos valores obtidos e o ajuste é efetuado até um valor máximo, quando a foto deve ser substituída. Para localizar a PMT que não esteja operacional, pode-se adquirir um histograma que irá colocar na tela as contagens vistas por cada cristal de um bloco. As contagens irão variar, mas, se uma foto estiver defeituosa, um quadrante todo na imagem demonstrará pouca ou nenhuma contagem, pois o ganho não pode ser mais aumentado para ver a cintilação. Usando o histograma, o bloco em questão pode ser substituído. [90,91].

### **II. 10.3.3 Uniformidade de imagem**

A uniformidade da imagem é a habilidade do equipamento em reproduzir a atividade em todo o campo de visão. É usada para verificar se a calibração e a normalização estão funcionando adequadamente. A uniformidade utiliza as correções da normalização, tempo-morto, eventos aleatórios, espalhamento e atenuação, resultantes do desvio de uma imagem reconstruída de uma resposta uniforme. O procedimento para medir a uniformidade de imagem utiliza um simulador com atividade uniformemente distribuída, colocado em um suporte próprio e centralizado no campo de visão. Os resultados são baseados em uma região circular de aproximadamente 15 cm interna da imagem reconstruída em cada plano. As médias e os desvios padrões dos pixels são registrados e comparados aos valores de aceitação [90,91,94].

## **II. 10.4 Testes NEMA NU 2-2007 [81]**

### **II. 10.4.1 Resolução Espacial**

Resolução espacial de um sistema representa a habilidade do equipamento de distinguir entre dois objetos próximos e observar seus detalhes após a reconstrução da imagem. A resolução espacial é a primeira limitação da imagem PET. A medida é realizada colocando-se fontes pontuais no ar e reconstruindo as imagens sem

suavização. Outra forma é a utilização de uma fonte linear em forma de agulha, preenchido com um emissor de pósitron colocado no campo de visão axial do equipamento. O objetivo é caracterizar as larguras das imagens reconstruídas de uma função de espalhamento pontual (*point spread function*), medida como largura total da metade da máxima amplitude (*full width at half-maximum amplitude – FWHM*) e pela largura total de um décimo da máxima amplitude (*full width at tenth-maximum amplitude – FWTM*), quanto menor o valor, melhor é a resolução do equipamento.

A fonte é colocada em pequena quantidade com atividade concentrada e inserida no campo de visão paralela ao eixo axial. A atividade deve ser tal que não cause perdas por tempo morto maior do que 5% e taxa de contagens aleatórias menores do que 5% da taxa total de eventos. Como uma perda na resolução espacial ocorre quando a fonte é movida do centro do campo de visão, os testes de resolução são executados no centro e em outros pontos como:

- Direção axial: centro,  $\frac{1}{4}$  FOV axial do centro;
- Direção transversal: 1 cm verticalmente do centro, para  $x=0$  e  $y=10$ cm, para  $x=10$ cm e  $y=0$ .

A resolução é inerente ao sistema e é fator da geometria dos detectores. O resultado fornece a média de todas as FWHM e FWTM para cada eixo X e Y.

Os valores de FWHM e de FWTM diferem de equipamento para equipamento, mas devem ser menores do que 5,5mm no centro do campo de visão e menor do que 6,5mm para a posição de 10 cm do centro [84].

#### **II. 10.4.2 Fração Espalhada, perda de contagem, medida de eventos aleatórios.**

As variações dos equipamentos utilizados levam a diferentes sensibilidades à radiação espalhada. Por sua vez, as medidas de perda de contagem e de taxa de eventos aleatórios expressam a habilidade do PET em medir fontes radioativas de alta atividade. Dois métodos são utilizados para a análise desses parâmetros. O primeiro método consiste na medida de eventos aleatórios através de uma janela de tempo maior (*delayed*) e o outro, através do cálculo da taxa de eventos simples registrados nos detectores.



Figura 15 - Simulador NEMA para testes de espalhamento [www. biodex.com]

O primeiro objetivo desse teste é medir a sensibilidade relativa do sistema à radiação espalhada. O espalhamento é expresso como uma fração (*scatter function – SF*) para o tomógrafo como um todo. O segundo objetivo é determinar os efeitos do tempo morto e a geração de eventos aleatórios para diferentes atividades de fontes.

Utiliza-se um simulador cilíndrico de polietileno, Figura 15, com densidade específica controlada, contendo um orifício onde será inserido um tubo contendo uma fonte de alta atividade. O simulador é colocado no centro do campo de visão (FOV) do equipamento, paralelo ao eixo axial. Aquisições periódicas são realizadas durante o decaimento da fonte até que a perda de contagem seja desprezível (menor do que 1,0%), já que a eficiência de contagem das coincidências aumenta com o decaimento da fonte. Por extrapolação, pode-se determinar a perda de contagem ao longo do tempo em função da atividade da fonte. A taxa de eventos aleatórios será estimada após o teste por subtração dos eventos de espalhamento e dos eventos verdadeiros da taxa total inicialmente medida. A fração espalhada será, portanto, a razão entre as contagens no final do teste, quando os efeitos de espalhamento e aleatórios são desprezíveis (<1,0%), pelas contagens totais para a atividade inicial.

O cálculo da taxa de contagem equivalente de ruído (NECR) segue a recomendação de Strother [64], sendo a razão entre as taxas de eventos verdadeiros pela taxa de eventos totais. Esses testes nos tomógrafos são realizados corte a corte e depois somados. O gráfico resultante de todas essas contagens em função da atividade pode ser levantado e fornece o valor máximo de atividade que o equipamento poderá trabalhar de forma a garantir sua eficiência de contagem.

### II. 10.4.3 Sensibilidade

A sensibilidade é expressa como a taxa de contagem de eventos verdadeiros por segundo, para uma conhecida atividade de fonte. A sensibilidade sofre interferência da atenuação do meio onde se encontra a emissão de radiação. Esse método é baseado no trabalho desenvolvido por Bailey *et al* [93] e utiliza um simulador com cinco coberturas de alumínio de diferentes diâmetros, conforme Figura 16, colocado suspenso no centro do campo de visão do equipamento. A fonte líquida é colocada em um tubo plástico cilíndrico inserido na primeira cobertura; todas as demais coberturas são então colocadas sobre a primeira e, então, são realizadas contagens. Aquisições são realizadas retirando essas coberturas, uma a uma. Essas contagens serão corrigidas pelo decaimento da fonte e colocadas em um gráfico em função de cada corte, obtendo um perfil de sensibilidade. Todo o processo é repetido colocando-se, posteriormente, a fonte e coberturas a 10 cm do centro do campo de visão.

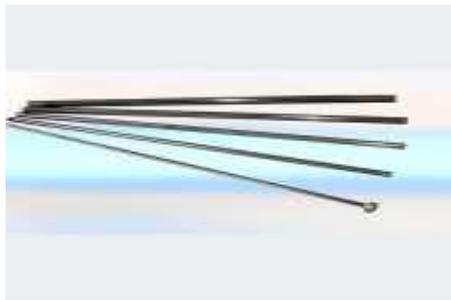


Figura 16 - Simulador NEMA para medida de sensibilidade contendo cinco coberturas de alumínio de dimensões conhecidas [www. biodex.com]

A Figura 17 representa perfis típicos de sensibilidade obtidos para modos de aquisição em 2D e em 3D.

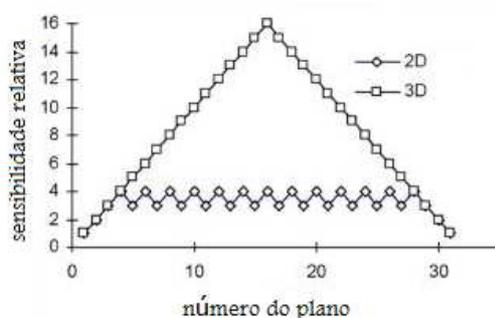


Figura 17. Sensibilidade relativa dos planos em aquisições 2D e 3D [www. washington.edu]

A sensibilidade para aquisições em 2D e 3D são semelhantes em cortes próximos às extremidades do campo de visão. Porém, à medida que se aproxima do

centro os cortes apresentam muito maior sensibilidade para aquisições em 3D devido às contribuições dos planos oblíquos na região central. A variação que ocorre em cada curva deve-se ao fato de que os cristais no centro de cada bloco são mais eficientes do que os cristais dos cantos, devido a fatores de geometria.

#### **II. 10.4.4 Teste de Qualidade de Imagem**

Tanto as normas NEMA [65,79,84] quanto IEC [78,89] descrevem que, devido às diferenças construtivas, ocasionando diferenças de desempenho, tornou-se necessário introduzir um teste que comparasse a qualidade de imagem proveniente de diferentes equipamentos para padronizar e simular condições de imagens clínicas. Porém, devido às variações de captação, de tamanhos e formas dos pacientes, torna-se difícil aproximar essas condições através de um simulador.

A proposta é produzir imagens que simulem as obtidas em um estudo de corpo inteiro, introduzindo lesões quentes e frias. Para tal, realizam-se aquisições de um simulador com esferas internas de diferentes diâmetros, Figura 18, contendo material radioativo com concentração de atividade maior do que o restante que reproduzam lesões quentes em um corpo com captação média. Duas esferas são preenchidas com água para simulação de lesões frias. O contraste e as taxas de variação de radiação de fundo (corpo do simulador) para as esferas quentes e frias são utilizados como medidas de qualidade da imagem.

O simulador é posicionado axialmente no tomógrafo de forma que seu centro coincida com o centro do equipamento. O cilindro utilizado para o teste de fração espalhada deve ser colocado junto ao simulador de corpo inteiro de forma a se aproximar de uma situação clínica onde há atividade ao longo de todo o corpo. Uma aquisição de corpo inteiro é executada, com 100 cm de distância em 60 minutos, determinando os passos. As imagens devem ser reconstruídas segundo os protocolos próprios de cada equipamento e os parâmetros de reconstrução devem ser anotados.



NEMA IEC Body Phantom™

Figura 18 – Simulador NEMA/IEC™ para qualidade de imagem [www. spect.com]

Uma imagem transversa centrada nas esferas quentes e frias deve ser utilizada para a análise, delineando-se regiões de interesse (ROI) em cada esfera. Deve ser adotada uma ROI circular de diâmetro equivalente ao diâmetro interno da esfera em estudo. Regiões de interesse com essas mesmas dimensões, em um total de 12, devem ser desenhadas em outras regiões do simulador fora das esferas, mas a uma distância de 15 cm das bordas, nos mesmos cortes, simulando a radiação de fundo, conforme Figura 19. Calcula-se, então, o percentual de contraste através da razão de contagens entre esferas quentes e a radiação de fundo. Para as esferas frias, calcula-se o contraste também em relação à radiação de fundo. Calcula-se também o percentual de variação de radiação de fundo de cada esfera desenhada na região.

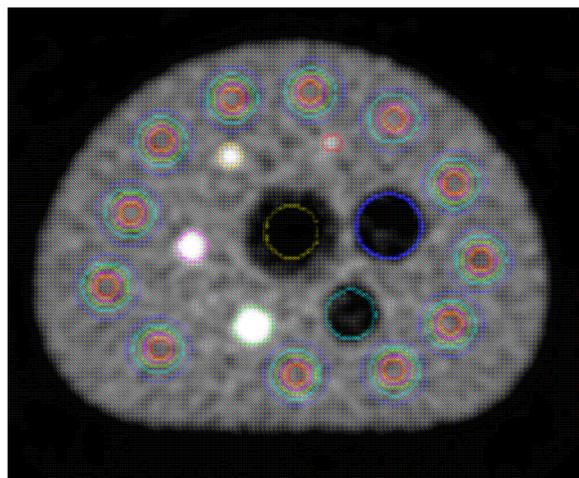


Figura 19 – Regiões de interesse colocadas em um simulador NEMA/IEC para análise da qualidade de imagem.

Bergmann *et al* [94] realizaram um estudo de todos esses testes para diversos equipamentos na Áustria, de forma a desenvolver um método de comparação de desempenho de diferentes especificações. Um dos objetivos foi definir possíveis fontes de erros em procedimentos, treinamento dos profissionais e desempenho dos equipamentos. O estudo abrangeu tomógrafos PET de diferentes fabricantes e especificações diversas quanto a tipos de detectores, correções de atenuação por CT ou por fonte externa, métodos de reconstrução, entre outros, concluindo que o uso da técnica de qualidade de imagem por medidas de contraste é uma ferramenta quantitativa aplicável. Além disso, o estudo permitiu aos usuários participantes um conhecimento maior do desempenho de seus equipamentos, bem como índices quantitativos entre diferentes locais.

## **II. 10.5 Testes IEC 61675-1 [78]**

Os testes recomendados pela norma da IEC diferem pouco no objetivo, mas introduz algumas mudanças na execução e tipos de simuladores a serem utilizados.

### **II. 10.5.1 Resolução Espacial**

Tal como no teste especificado nas normas NEMA [65,79,84], a finalidade da realização desse teste é determinar a resolução espacial axial e transversal. Para tal utiliza-se uma fonte pontual colocada paralela ao eixo axial do equipamento sendo realizadas aquisições em passos de pequeno incremento.

As medidas da resolução transversa são efetuadas por uma fonte linear suspensa no ar, paralela ao maior eixo do tomógrafo. Realizam-se medidas no centro do campo de visão transversal e em intervalos de 50 mm até que a última medida seja efetuada a uma distância não maior do que 20 mm do extremo do campo de visão. Este método fornece duas medidas da resolução transversa, uma na direção radial e outra na direção tangencial, tendo como resultado a determinação da resolução radial e tangencial para cada raio.

### **II. 10.5.2 Coeficiente de recuperação**

O coeficiente de recuperação é definido como a capacidade de um equipamento em quantificar a concentração de atividade em função do tamanho do objeto. É avaliado pela medida da diminuição da quantidade de radioisótopo em uma região de interesse através da imagem de fontes esféricas de diferentes diâmetros, co-

planares. É utilizado um simulador cilíndrico preenchido com água onde é introduzida uma tampa contendo seis esferas de diâmetros de 10 a 37 mm, preenchidas com uma solução padrão de  $^{18}\text{F}$ , a uma profundidade fixa de 70 mm. Aquisições são então realizadas e as imagens reconstruídas segundo determinados parâmetros. Regiões de interesse (ROI) circulares são delimitadas em cada esfera e uma ROI no centro do simulador é também delimitada como radiação de fundo. O coeficiente de recuperação para cada esfera será a razão entre as contagens de região de interesse em cada esfera pelas contagens nas regiões de interesse da radiação de fundo, fornecendo um gráfico de coeficiente de recuperação para cada posição axial.

### **II. 10.5.3 Sensibilidade Tomográfica**

O objetivo deste teste é determinar a taxa detectada de eventos de coincidências verdadeiras por unidade de concentração de uma fonte volumétrica padrão, isto é, de um simulador cilíndrico de dimensões pré-determinadas.

Neste caso, a quantidade de radionuclídeo a ser utilizada deve ser tal que a taxa de contagem de eventos aleatórios e a taxa de perda de contagem sejam menores do que 2%. O simulador a ser utilizado é o mesmo do item anterior, preenchido com uma solução de radionuclídeo de atividade conhecida. O princípio é o mesmo da norma NEMA para o teste de sensibilidade, variando nas especificações dos simuladores e nos limites de perda, 1% para NEMA, 2% para IEC. Os resultados também fornecem a medida de sensibilidade de cada corte.

### **II. 10.5.4 Característica de taxa de contagem**

O desempenho de taxa de contagem depende da distribuição espacial de atividade e dos materiais que causam diferentes condições de espalhamento. Utilizam-se três simuladores distintos para imagem do cérebro, cardíaca e abdominal.

As aquisições são realizadas desde uma atividade suficientemente alta até baixa, em períodos fixos, acompanhando o decaimento da fonte, até que a perda de contagem seja de no máximo 1%. Os testes são executados nos três simuladores em separado e os resultados fornecem um gráfico, mostrando a taxa de contagem característica para o sistema como um todo, sendo então determinados para cada corte o nível de atividade para 20% e de 50% de perda de contagem.

### **II. 10.5.5 Medida de Espalhamento**

Como no teste NEMA o objetivo é medir a sensibilidade relativa do sistema à radiação espalhada, expressa como *Scatter Fraction – SF*, tanto quanto o valor de fração espalhado em cada corte. Difere no tipo de simulador utilizado que consiste de uma fonte linear em três posições radiais distintas, inserido em um simulador cilíndrico de cabeça, preenchido com água. O radioisótopo deve possuir uma atividade de forma que a percentagem de perda de contagem e a contagem de eventos aleatórios sejam menores do que 5% da taxa de contagem total de coincidências. A fonte linear é colocada em três posições distintas: centro do campo de visão, a 45 mm e 90 mm, relativas ao eixo  $x$ . As atividades médias durante a realização do teste são determinadas em função dos tempos de aquisição e, então a fração espalhada é calculada pela soma das contagens nas três posições radiais divididas pelas atividades médias de cada aquisição.

### **II. 10.5.6 Correção de Atenuação**

O objetivo é avaliar a correção da atenuação realizada por equipamentos que utilizam métodos de transmissão. Baseia-se na transmissão de radiação externa através de um meio de atenuação não uniforme, fornecendo matrizes de correção que são aplicadas aos dados de projeção. A comparação dos valores obtidos na transmissão com valores verdadeiros fornecem a precisão da correção. Realiza-se uma aquisição de transmissão do simulador cilíndrico cheio apenas com água, com a inserção de três cilindros contendo ar, polietileno e água. Realiza-se então nova aquisição do mesmo simulador cheio com uma solução com material radioativo de atividade conhecida, corrigindo os dados, como em um exame de rotina. As imagens de emissão são somadas e na imagem resultante definem-se três regiões de interesse centradas no ar, no sólido e na água. Calculam-se os desvios das contagens para o ar, para a água e para o polietileno através da razão das contagens reais e esperadas.



Figura 20 - Simuladores IEC 61675-1 [www. ptw.de]

A Figura 20 mostra a linha de simuladores utilizados nos testes da norma IEC, com os flanges contendo cilindros de diferentes atenuações, esferas para o cálculo de coeficiente de recuperação, guias para medidas de atenuação (0,45 mm, 90 mm), simulador cilíndrico e de corpo inteiro.

## II. 10.6 Testes IEC TR 61948-3 [88]

Mais recentemente, a IEC publicou uma complementação da norma anterior, recomendando alguns testes em PET para execução em rotina. Esses testes são recomendados apenas para sistemas com arranjo circular de detectores, não sendo válidos para equipamentos híbridos SPECT com coincidências.

### II. 10.6.1 Fator de Calibração e Calibração Cruzada

O fator de calibração é definido como a relação entre a medida da taxa de contagem por unidade de volume e a concentração de atividade real no objeto. Para cada modo de aquisição, isto é 2D ou 3D, o fator de calibração é determinado pela irradiação do campo total de visão (três dimensões) utilizando-se um simulador cilíndrico contendo uma solução aquosa homogênea, ou uma resina sólida homogênea, de atividade conhecida de radionuclídeo. O simulador deve ser centralizado no campo de visão axial e transversal do equipamento.

A concentração de atividade total deve ser tal que as perdas de contagem e as perdas por eventos aleatórios sejam menores do que 5% da taxa total de coincidências. Os sinogramas são reconstruídos com a aplicação das correções para normalização, perda de contagem, atenuação, espalhamento e coincidências aleatórias. Obtém-se,

então, o fator de calibração por unidade de volume no simulador, que deve ser constante.

A precisão desse teste é extremamente dependente da medida correta da atividade no simulador. Os erros introduzidos pela atividade podem ser minimizados pela utilização de fontes com meia-vida maior, como o  $^{68}\text{Ge}$ , com concentração de atividade certificada ou pela utilização de um medidor de atividade cuja precisão é conhecida.

Quando se utiliza um calibrador de dose, as concentrações podem ser checadas e realiza-se o que é denominada calibração cruzada entre o medidor de atividade (dose) e o equipamento PET.

### **II. 10.6.2 Sensibilidade Relativa por Linha de Resposta**

Semelhante ao teste descrito em II.8.2.1 a sensibilidade de todas as linhas de resposta é testada por irradiação do campo de visão total com uma fonte de fluxo uniforme de um emissor de pósitron. Normalmente utiliza-se o mesmo simulador do item anterior.

### **II. 10.6.3 Resolução Transversa**

Esse teste segue as mesmas recomendações do item II.8.5.1, onde a resolução é medida nas direções radial e tangencial através de uma fonte linear suspensa no ar. Os resultados devem ser comparados com os obtidos pela norma IEC 61675-1 [78], utilizados para os testes de aceitação.

### **II. 10.6.4 Tamanho do Pixel**

Em sistemas PET o tamanho do pixel pode variar devido a diferenças eletrônicas do sistema e deve ser verificado. Para tanto, realizam-se aquisições com duas fontes lineares, colocadas em paralelo aos eixos x, y e z do campo de visão, a uma distância de 10 cm uma da outra. O tamanho do pixel para cada eixo de coordenadas pode ser determinado e calculado pelo número de pixels na imagem e a medida real da distância entre as fontes e, então, comparado com os dados de referência obtidos na aceitação.

### **II. 10.6.5 Partes Mecânicas**

Todas as partes mecânicas como movimento da mesa, retração de septos, fontes de transmissão, entre outros, devem ser checados.

### **II. 10.6.6 Sistema de Imagem e Documentação**

Todos os sistemas computacionais e sistemas de cópias devem ser incluídos nas verificações de rotina.

## CAPÍTULO III

### III. Materiais e Métodos

Na realização do presente estudo foram utilizadas informações e contatos efetuados em clínicas de MN do Rio de Janeiro, sendo que os dados levantados são tratados de forma genérica, não identificando instalações ou profissionais.

#### III. 1 Regulamentação relacionada aos Equipamentos PET no Brasil

A Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN é o órgão federal que licencia e fiscaliza as práticas de utilizam material radioativo ou equipamento emissor de radiação no Brasil. A prática da Medicina Nuclear, por utilizar fármacos marcados com material radioativo na obtenção de uma imagem diagnóstica, ou no tratamento de doenças específicas está condicionada a esse controle. As normas da CNEN regem as condições mínimas de segurança radiológica tanto dos trabalhadores e indivíduos do público, quanto dos pacientes submetidos a diagnóstico e tratamento médico.

A norma CNEN - NE-3.05 [12] trata dos requisitos de radioproteção dessas instalações incluindo os controles dos equipamentos como gamacâmara e medidor de atividade. Tendo sido publicada em 1996, este documento, porém não contempla tecnologias mais recentes, como no caso da Tomografia por Emissão de Pósitrons – PET, introduzida em 1999. A importância da introdução dessa tecnologia nos regulamentos cresce à medida que essa se difunde e, ainda, novas e diferentes máquinas são instaladas, não submetidas a controle.

#### III. 2 Estudo dos tipos de equipamentos, características construtivas e especificidades.

O estudo dos tipos de equipamentos PET, PET/CT, SPECT Híbrido, dimensões de elementos detectores e número de elementos, material cintilador do detector, número e configuração dos elementos detectores por bloco, número de blocos de detectores por anel, janela de coincidência, diâmetro do anel de detecção, campo de visão transversal, campo de visão axial, aquisições 2D e 3D, correções para atenuação, tipo de fonte usada para teste de transmissão, entre outras características foram estudadas e constam do Capítulo II deste trabalho.

Além disso, estudos referentes aos fatores que afetam a qualidade da imagem, sejam: coincidências aleatórias, coincidências espalhadas, eficiência dos detectores, tempo morto, atenuação, resolução espacial, sensibilidade do sistema, perda de contagem, tempo de varredura, calibração de atividade absoluta, sistemas de correção para atenuação, espalhamento e contagens aleatórias, também foram analisados.

São várias as configurações dos equipamentos instalados no Brasil, sendo que as configurações são bastante distintas, influenciando a obtenção de um padrão de controle. Todas as características influenciam o tipo de controle a ser adotado, a forma de realização dos testes, além de fornecer resultados bastante distintos dos parâmetros avaliados. Porém a qualidade da imagem resultante com a verificação de parâmetros mínimos deve ser realizada como avaliação de desempenho.

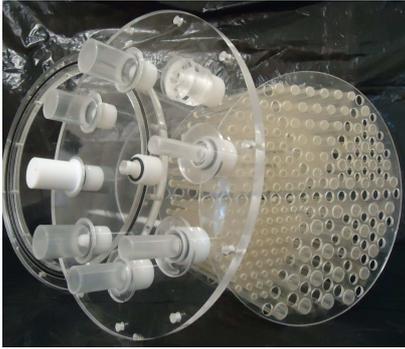
Dessa forma, se propõe um protocolo de avaliação da imagem obtida para um protocolo de aquisição específico utilizando-se um simulador padrão, estabelecendo uma metodologia de medida.

### **III. 3 Proposta de um protocolo de controle da qualidade da imagem.**

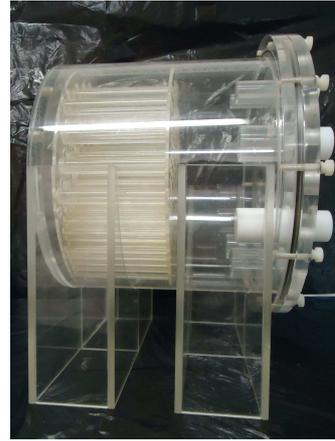
Vários são os parâmetros a serem avaliados na formação de uma imagem médica. Desde as características do paciente quanto a peso e altura, as doses administradas, as características da máquina, até o treinamento do profissional que visualiza a imagem e a considera aceitável, tornam-se fatores importantes.

#### **III. 3.1 Simulador**

A utilização de simuladores em medicina nuclear para essa avaliação tem sido usada ao longo dos anos. Vários são os modelos disponíveis sendo, porém importados e de alto custo. Devido à praticidade, a disponibilidade e a funcionalidade, este trabalho foi realizado com o simulador (A) *Jaszczak™ SPECT/PET Phantom Flanged* fabricado pela *JRT Associates*, com uma tampa adaptada construída no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Figura 21, que possui cilindros internos que simulam lesões “quentes” e “frias”, hastes internas de diferentes diâmetros para avaliação de resolução espacial e, ainda uma porção central livre para avaliação de uniformidade.



(A) Jaszczak™ SPECT/PET Phantom Flanged adaptado com tampa contendo lesões



(B) Simulador montado

Figura 21 – Estrutura do Simulador com as partes internas e tampa adaptada contendo lesões “quentes” e “frias” (A); simulador montado com suporte para alinhamento no campo de visão do equipamento (B).

- Material: Acrílico. - Densidade: 0,975 g/cm<sup>3</sup>
- Interior: 6 conjuntos de hastes de acrílico, para a avaliação da resolução espacial de diâmetros 4,8; 6,4; 7,9; 9,5; 11,1 e 12,7 mm
- Tampa: 4 Cilindros de acrílico para simulação de lesões captantes de diâmetros 8; 12; 16; 25 mm e altura 38,1mm.
- 3 Cilindros de diâmetros 25 mm, 2 de acrílico para ar e água, e 1 de Teflon™ (densidade 2,16 g/cm<sup>3</sup>), para simular materiais com diferentes coeficientes de atenuação.
- Corpo do simulador: diâmetro interno 21,6 cm; altura 18,6 cm; espessura 3,2 cm, Volume: 6.800cm<sup>3</sup>.

### III. 3.2 Equipamento

No presente trabalho foi utilizado um equipamento PET/CT, modelo: *Discovery™ STE*, fabricante: *GE Healthcare*, conforme mostrado na Figura 22, cujas características são especificadas na Tabela 5, pertencente a um Serviço de Medicina Nuclear da cidade do Rio de Janeiro.



Figura 22 - Equipamento PET/CT Discovery™ STE (foto cedida).

Tabela 5- Características do equipamento PET/CT estudado.

Porta paciente: Diâmetro (cm)	70	Campo de visão transaxial (cm)	60
Cristal de cintilação	BGO	Campo de visão axial (cm)	15,2
Número de blocos	280	Espessura de corte (cm)	3,75
Número de cristais por bloco	6 x 6	Número de cortes	47
Dimensões dos cristais: Transaxial x axial x radial (mm)	6,2 6,2 30	Janela de coincidência (ns)	11,7
Número de anéis de detectores	24	Tempo de resolução da coincidência (ns)	6
Diâmetro do anel de detectores (cm)	88	Janela de energia (keV)	300-650
CT multicortes	64 canais	Operação normal	140 kVp
		<i>Scout</i>	120 kVp

### III. 3.3 Radiofármaco e medida de atividades

Sendo o único radioisótopo em uso na MN no país para essa tecnologia até hoje, o  $^{18}\text{F}$ , na fórmula de molécula marcada FDG, foi escolhido para os protocolos de aquisição propostos.

Além disso, sabendo-se da influência do deslocamento sofrido pelo pósitron até que sofra a aniquilação na informação de localização do evento na formação da imagem, sua escolha visa reproduzir as mesmas condições clínicas utilizadas pelo serviço.

As medidas das doses a serem introduzidas no simulador foram realizadas em um activímetro modelo ACT-15P™, fabricante Alfa nuclear, calibrado para a energia de 511 keV, mostrado na Figura 23.

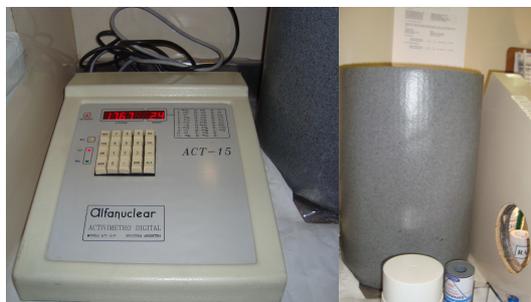


Figura 23- Medidor de atividade ou activímetro

As doses administradas na rotina clínica diferem em função do peso, ou seja, pacientes mais obesos recebem maiores doses, porém, a concentração no corpo permanece aproximadamente constante quando relacionada à distribuição, em atividade por peso ou atividade por volume. Assim sendo, ao se considerar uma dose média administrada de 370 MBq para um paciente padrão de 70 kg (homem referência), dose típica para estudos de corpo inteiro, se obtém uma distribuição de concentração aproximadamente constante de 5,3 MBq/kg ou 5,3 MBq/ml; considerando-se a densidade do corpo como a da água, 1 kg/l .

A partir dessa relação de concentração, definiu-se a dose a ser inserida no corpo do simulador, diluída em água. O preparo do simulador foi cuidadoso, pois, durante o processo de preenchimento do mesmo formam-se bolhas de ar que devem ser eliminadas de modo a não formar artefatos na imagem e influenciar nas medidas realizadas.

Como na rotina clínica uma lesão é denominada como “captante” quando um valor de SUV em uma região de interesse apresenta um valor igual ou maior do que 2,5 (valor específico para nódulo pulmonar), em relação à medida obtida em outros locais do corpo do paciente considerados não captantes, esta relação foi escolhida como ideal para o primeiro teste, tendo assim uma relação atividade nos cilindros/atividade no BG de **2,5:1**. Outras relações entre a atividade na lesão/atividade no BG, de aproximadamente **5:1**, **8:1** e **10:1**, também foram utilizadas e estudadas em relação às propriedades de imagem denominadas contraste e coeficientes de recuperação.

### III. 3.4 Protocolos de aquisição

Conforme apresentado anteriormente, os protocolos em uso clínico podem ser divididos em dois modos: 2D e 3D. Os estudos realizados incluem os dois modos aplicados para aquisições de corpo inteiro.

Sendo que o equipamento em estudo apresenta um campo de visão axial de 15,2 cm e a dimensão do simulador no mesmo eixo ser de 18,5 cm, as aquisições foram realizadas em dois passos, ou seja, em duas macas (*beds*), com sobreposição de 11 mm.

Por ser um evento estatístico, sabe-se que o tempo de aquisição influencia na qualidade da imagem resultante, função também do tamanho do objeto e da dose aplicada. As aquisições clínicas para protocolos de corpo inteiro são normalmente realizadas em 4 minutos/maca para 2D e em 2 ou 3 minutos/maca para 3D.

Para a uniformização de um protocolo para o simulador em questão, no primeiro teste foram realizadas aquisições em diferentes tempos/maca de forma a serem estudadas as variações introduzidas por esse parâmetro e definidas as melhores condições de medida.

A partir da definição do melhor tempo de aquisição foram então realizados outros três testes considerando três varreduras sucessivas para o estudo da reprodutibilidade dos resultados, conservando-se as mesmas condições do protocolo.

As aquisições foram realizadas simulando os protocolos clínicos de corpo inteiro, seja em 2D e 3D, em uso na clínica participante desse estudo. Foram aplicadas as correções de eventos aleatórios por defasagem de janela de tempo, tempo morto do detector e, ainda, normalização. As aquisições de CT também permaneceram constantes, pois são inerentes ao protocolo escolhido.

A correção de atenuação foi aplicada em todas as imagens obtidas devido à quantificação efetuada, sendo realizada pelo método de transmissão utilizando-se a tomografia computadorizada (CT) no mesmo *gantry* do equipamento PET. Imagens onde a correção de atenuação não foi aplicada não puderam ser utilizadas devido a efeitos de borda que influenciam nas medidas de captação nas lesões, conforme mostrado na Figura 24.

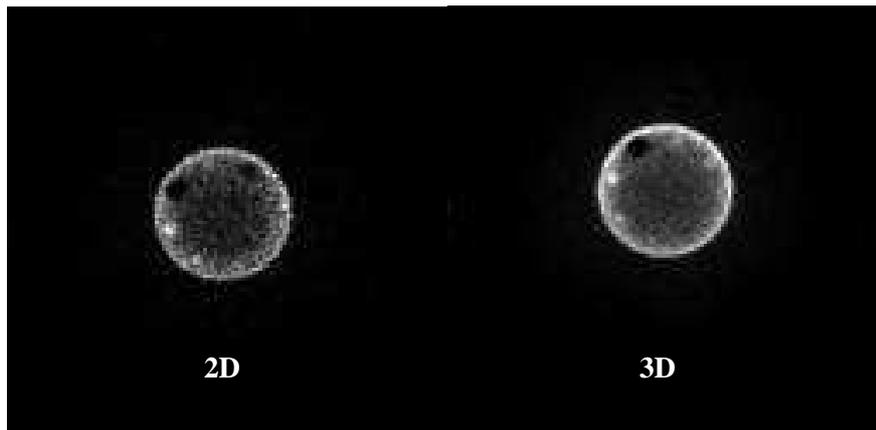


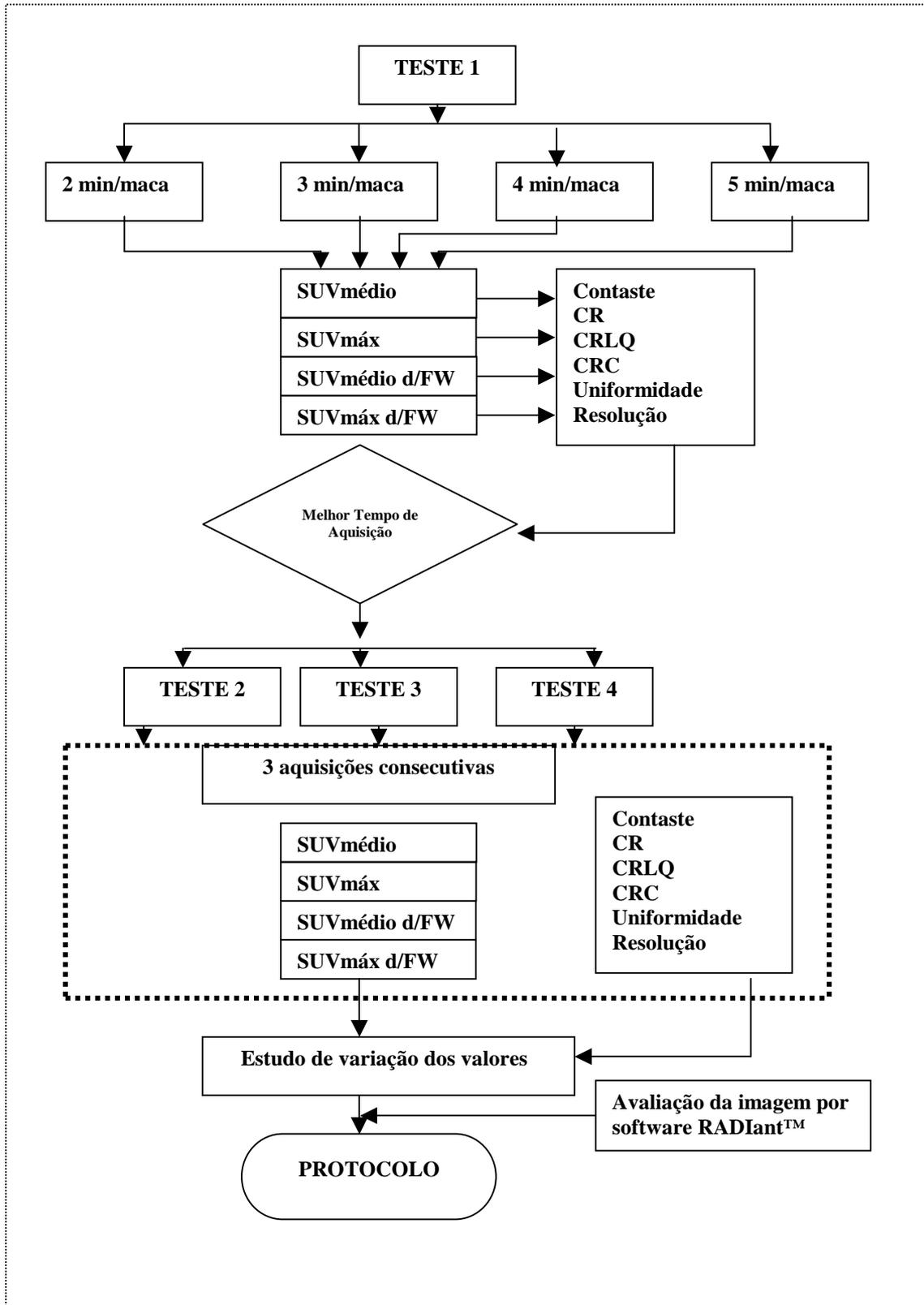
Figura 24: Imagens do simulador utilizado sem realização de correção de atenuação para aquisições 2D e 3D; o efeito das bordas inviabiliza as medidas de quantificação das lesões quentes e frias.

As aquisições foram realizadas em matrizes de 128 x 128, resultando em tamanho de pixel de 3,75 mm.

De forma a não incorrer em interferências pelos métodos de reconstrução, todas as imagens foram reconstruídas pelo sistema OS-EM, utilizando-se 2 iterações e 8 subconjuntos, inerente ao protocolo clínico.

O esquema representado na Figura 25 a seguir resume a metodologia adotada na realização dos testes.

Figura 25: Esquema de testes para a definição do protocolo



### III. 4 Parâmetros de qualidade de imagem medidos.

Várias são as definições dos parâmetros relacionados a imagens médicas sendo que diferentes grupos de pesquisa adotam ferramentas e cálculos diversos para acessar a qualidade. Nesse trabalho, se procurou utilizar algumas ferramentas apresentadas em normas internacionais como NEMA [84] e IEC [78,89] e outras apresentadas em trabalhos de pesquisa [75,76].

#### III. 4.1 Métodos de medida de atividade no simulador.

A quantificação nos sistemas PET fornece medidas em unidades de SUV, *Standard Uptake Value*, sendo que no caso do uso de um simulador essa relação pode ser entendida como a concentração de atividade na região de interesse (ROI) em MBq/ml e a concentração de atividade no corpo do simulador (MBq/ml). Os valores médios ou máximos de SUV são determinados para cada região de interesse escolhida.

A dependência do método de medida e do tamanho da região de interesse é bem conhecida e, portanto, foram efetuadas medidas de SUV nas quatro dimensões dos cilindros que representam lesões quentes no simulador utilizado.

Por ser um equipamento PET/CT, os desenhos das regiões foram efetuados na imagem de CT que apresenta uma melhor resolução (1 mm) e transpostas para a imagem do PET. Além dessa ferramenta, a visualização da imagem de fusão do PET com a CT na estação de trabalho do operador, confirma a demarcação da região de interesse. A Figura 26 exemplifica as demarcações das regiões.

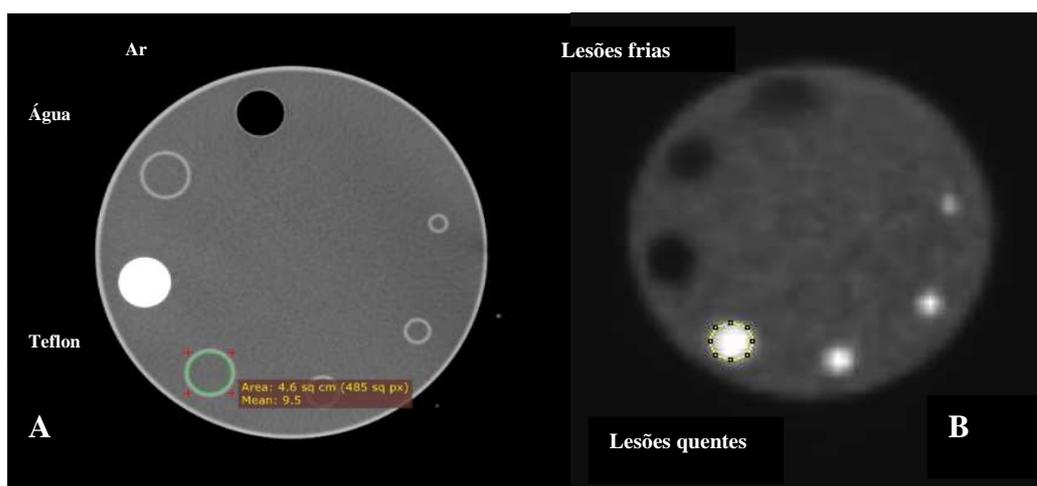


Figura 26: Desenho das regiões de interesse de 8, 12, 16 e 25 mm, na imagem do CT (A) transposta para a imagem do PET (B) resultante.

Por tratar-se da relação entre as concentrações de atividade, foram realizadas medidas nas regiões de interesse (cilindros) em cortes centrais e medidas no corpo do simulador (BG), sendo as medidas nas ROI efetuadas no corte central de melhor visualização dos cilindros, e as medidas de BG efetuadas no corte central, dois corte acima e dois cortes abaixo para cálculo da variabilidade do BG. Essas medidas, para cada teste efetuado, são resumidas na Tabela 6.

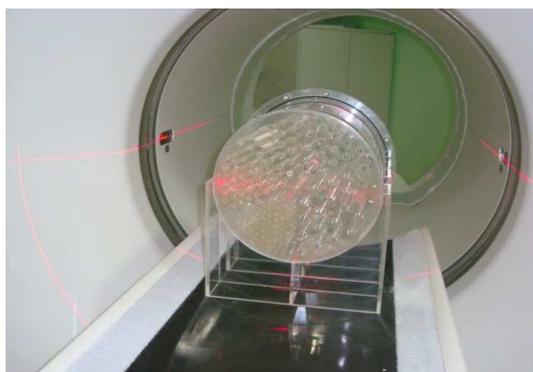


Figura 27: Alinhamento do simulador no campo de visão axial (FOV axial) do equipamento PET/CT.

O alinhamento do simulador (Figura 27) também é considerado importante, pois, além de ser reproduzido nas diversas aquisições realizadas, um alinhamento não adequado não permitirá medidas confiáveis de quantificação no corte central das lesões quentes.

Tabela 6: Medidas realizadas em cada teste para as regiões de interesse (ROI) e para a radiação de fundo (BG).

<b>MEDIDAS PARA CADA QUANTIFICAÇÃO</b>				
<b>ROI (mm)</b>	<b>8</b>	<b>12</b>	<b>16</b>	<b>25</b>
<b>BG</b> 5 cortes: central, dois acima e dois abaixo	6 ROI de diâmetro 8 mm nos 5 cortes	6 ROI de diâmetro 12 mm nos 5 cortes	6 ROI de diâmetro 16 mm nos 5 cortes	6 ROI de diâmetro 25 mm nos 5 cortes
Medidas nas regiões de interesse ( <b>ROI</b> )	SUV com ROI de 8 mm	SUV com ROI de 12 mm	SUV com ROI de 16 mm	SUV com ROI de 25 mm

Como as medidas de SUV podem ser realizadas por vários métodos, nesse trabalho estas foram efetuadas por quatro métodos distintos: SUV médio, SUV máximo, SUV médio da relação entre o diâmetro do cilindro em análise e a resolução espacial do

sistema (FW) e, ainda, a mesma relação considerando o SUV máximo; esses métodos são resumidos na Tabela 7.

Tabela 7: Métodos de medida de SUV utilizado na quantificação em estudo.

TESTE (Relação Atividades)	Diâmetro da ROI (mm)	Método de medida de SUV para cada ROI e para cada teste
1 (2,4:1)	8	SUVmédio
2 (5,5:1)	12	SUVmáx
3 (8:1)	16	SUVmédio d/FW*
4 (10:1)	25	SUVmáx d/FW*

\* Sendo que FW representa a resolução espacial do sistema PET em estudo, cujo valor é de 5,5 mm.

### III. 4.2 Efeito da dimensão do cilindro em estudo.

Conhecido como efeito do volume parcial (*partial volume effect - PVE*), sabe-se que para lesões muito pequenas, uma subestimativa dos valores de quantificação por SUV pode ocorrer, sendo função de vários fatores. Mantendo as mesmas condições de aquisição, esses fatores podem ser resumidamente dependentes da resolução do sistema e da relação entre as atividades nas lesões comparadas às atividades no restante do simulador (radiação de fundo ou BG).

Como são considerados na literatura valores de duas vezes a resolução do sistema (FWHM), representada por FW na Tabela 7, como um limite aproximado da influência das dimensões das regiões de interesse nas medidas, sabe-se que os valores obtidos pelo menos na quantificação no cilindro de diâmetro 8 mm devem sofrer correções correspondentes a esse efeito sendo, portanto, medido durante os estudos através do coeficiente de recuperação (*CR*), descrito abaixo:

$$\text{Coeficiente de Recuperação } (CR_{\text{lesão},j}) = \frac{\text{Atividade}_{\text{lesão},j} - \text{Atividade}_{BG,j}}{\text{Atividade real}_{\text{lesão}} - \text{Atividade real}_{BG}} \quad (\text{Equação 21})$$

Onde:  $CR_{\text{lesão},j}$  corresponde ao coeficiente de recuperação da lesão quente  $j$  em estudo;

O valor corrigido de captação será então dado por:

$$SUV \text{ corrigido}_{\text{lesão},j} = \frac{SUV_{\text{medido}} - SUV_{BG}}{CR_{\text{lesão},j}} + SUV_{BG} \quad (\text{Equação 22})$$

### III. 4.3 Medidas de Contraste

Uma das formas mais conceituadas de se avaliar a qualidade de imagem é a medida de contraste. No caso de imagens PET essa medida é realizada através do cálculo na Equação 23, para cada medida de SUV realizada em todos os testes, seja SUV médio, SUV máximo, SUV médio d/FW e SUV Maximo d/FW.

Para tanto, foi utilizado o cálculo de Contraste na lesão quente e o cálculo de contraste na lesão fria, especificados na norma NEMA.

$$\text{Contraste na lesão quente (CRLQ)} = \frac{C \text{ média}_{\text{lesão}, j} / C \text{ média}_{BG, j} - 1}{\text{Atividade real}_{\text{lesão}} / \text{Atividade real}_{BG} - 1}$$

(Equação 23)

Onde: *C média lesão* indica o valor de SUV obtido na ROI para a lesão quente *j* (cilindro);

*C média BG* indica os valores médios de todos os SUV obtidos para as medidas no corpo do simulador (BG) de mesmo tamanho da lesão *j*, em todos os cortes.

*Atividade real na lesão*, conhecida e medida, introduzida no simulador;

*Atividade real no BG*, conhecida e medida, introduzida no simulador.

$$\text{Contraste na lesão fria} = 1 - \frac{C \text{ média}_{\text{lesão}}}{C \text{ média}_{BG}} \quad (\text{Equação 24})$$

Sendo as lesões “frias”: ar, água e Teflon.

Dessa forma, pode ser definido um coeficiente de recuperação de contraste (CRC) como sendo:

$$\text{CRC} = \frac{\text{Contraste na imagem } j}{\text{Contraste no objeto } j} \quad (\text{Equação 25})$$

Onde: **Contraste na imagem** é definido pela relação entre os valores de SUV medidos para a lesão quente  $j$  (cilindros) e para a radiação de fundo (BG) com o mesmo objeto de dimensão  $j$ , em todos os cortes;

**Contraste no objeto** é definido como a relação entre as concentrações de atividade introduzidas no simulador, medidas e conhecidas previamente. Esse valor nada mais é do que a relação de atividades utilizadas nos testes: **2:1; 5:1; 8:1 e 10:1**.

Outro parâmetro encontrado na literatura, denominado coeficiente de recuperação da lesão quente (CRLQ), também foi medido de forma a compará-lo com os demais coeficientes definidos até então. Para o cálculo desse coeficiente utiliza-se a equação abaixo:

$$CRLQ = \frac{\text{Atividade na lesão quente na imagem}}{\text{Verdadeira atividade na lesão quente}} \quad (\text{Equação 26})$$

#### III. 4.4 Variabilidade da Radiação de Fundo.

Outro parâmetro de medida da qualidade de imagem é apresentado como a variação das medidas de radiação de fundo (BG) para cada tamanho de ROI, em cada varredura. Essa medida pode ser encarada como uma avaliação da uniformidade do BG, verificando-se a influência do tamanho da ROI nas medidas também no corpo do simulador.

Para tanto, define-se variabilidade da radiação de fundo  $Nj$ , para cada cilindro  $j$  calculado como segue:

$$Nj = 100 \sqrt{1/(k-1) \sum_{k=1}^k (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2} / C_{B,j} \quad (\text{Equação 27})$$

Onde:  $k$  é o número total de ROI medidas no BG para cada tamanho de cilindro, 8, 12, 16 e 25 mm.

#### III. 4.5 Medidas de Uniformidade da Imagem

Para a avaliação da uniformidade da imagem foram realizadas medidas de valores médios de SUV em três cortes posicionados na porção mediana do simulador, onde não há nenhum objeto ou partes, representando uma porção homogênea. São

determinados as médias e desvios das medidas, sendo recomendada uma tolerância entre as medidas de 5%.

A Figura 28 ilustra as medidas de uniformidade efetuadas, onde a ROI é desenhada a 15 mm das bordas da imagem de forma a evitar os efeitos da atenuação. Três cortes sucessivos são analisados, tirando-se um valor médio e o desvio padrão das medidas, comparando-se com a tolerância especificada.

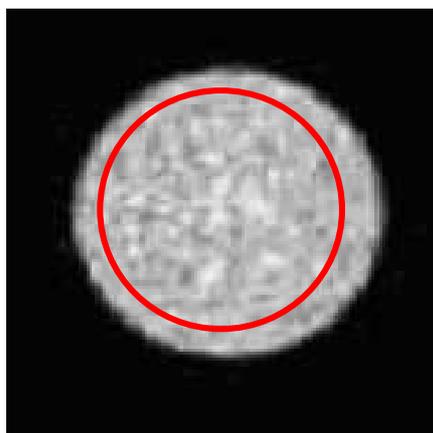


Figura 28: Análise de uniformidade da imagem pela medida de  $SUV_{médio}$ , delimitando-se uma região de interesse em três cortes da imagem do simulador.

### III. 4.6 Medidas de Resolução Espacial

Através das seis hastes de diferentes diâmetros (4,8; 6,4; 7,9; 9,5; 11,1 e 12,7mm) presentes na parte inferior do simulador, pode-se determinar a resolução espacial como a menor haste visualmente detectável no corte central dessa região. Essa avaliação, por ser dependente do operador é relativa e no presente trabalho tentar-se-á relacionar essa visualização com medidas de contraste relacionadas a lesões frias (Equação 24).

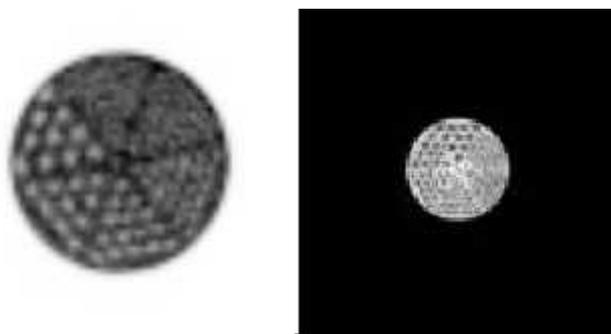


Figura 29: Avaliação visual da resolução da imagem através da relação com o diâmetro da menor haste visível presente no simulador, 4,8; 6,4; 7,9; 9,5; 11,1 e 12,7 mm.

### III. 4.7 Medidas de Contraste por programa de avaliação de imagem RadiAnt™

A presente proposta de controle de qualidade da imagem visa à realização do mesmo em qualquer computador, utilizando para tanto *softwares* disponíveis no mercado. Encontram-se hoje vários programas que permitem avaliação pela rede de computadores, sendo largamente utilizados em exames de raios-X, tendo como característica básica permitir trabalhar com imagens no sistema DICOM [95]. Dentre estes, dois se destacam: Image J™ e RadiAnt™.

Porém, na avaliação do software mais adequado para a realização das medidas deve-se ressaltar:

**Image J™** – apresenta a ferramenta histograma que permite obter o valor máximo de contagem na região de interesse, o que facilita a comparação com a medida de SUV máximo e SUV médio. Porém, por se tratar de uma seqüência de cortes, o software não as identifica como estas são salvas em sistema DICOM, não podendo relacioná-las diretamente. Esse fato torna a utilização do programa inviável para a análise proposta.

**RadiAnt™** - não apresenta a ferramenta histograma porém, reconhece os arquivos em sistema DICOM diretamente, permitindo correlacionar os mesmos dados com os obtidos na estação de trabalho do operador do equipamento. Como desvantagem, se deve citar que não apresenta a ferramenta histograma e, portanto, as medidas nas regiões de interesse são médias, não podendo ser comparado ao SUV máx.

As regiões de interesse são delimitadas na imagem do CT, Figura 30, determinadas as áreas e transpostas para a imagem PET. Dessa forma, procura-se minimizar o erro do operador.

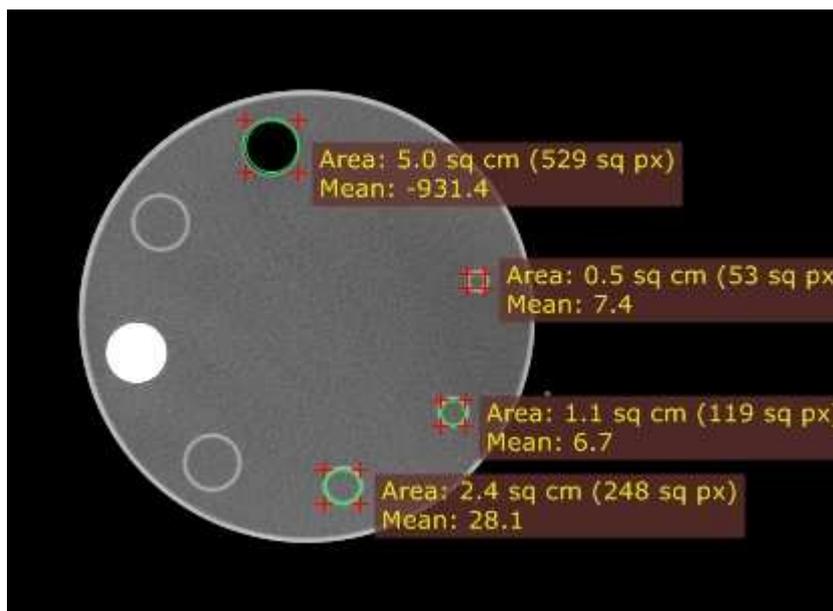


Figura 30: Desenho das regiões de interesse estabelecidas pela imagem de tomografia (CT) que serão delimitadas nas imagens do sistema PET para avaliação de contraste.

Portanto, foram realizadas as medidas por SUV na estação de trabalho do operador, determinados os coeficientes de recuperação associados a estas e efetuadas as correções de quantificação. O processo foi também realizado pelo programa RadiAnt™, as quantificações comparadas com as obtidas anteriormente, verificando a possibilidade de controle de qualidade a distância como, por exemplo, um sistema de auditoria externa. Avaliações de resolução espacial e de uniformidade também foram efetuadas pelos dois métodos e os resultados comparados.

Deve-se ressaltar que, para todas as medidas, em todas as aquisições, foram executadas as correções devidas ao decaimento da fonte, sendo relacionadas ao tempo de preparo das atividades inseridas no simulador. Para tanto, os tempos de medida de atividade, ou seja, o relógio do operador foi acertado ao relógio do equipamento PET/CT.

## CAPÍTULO IV

### IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os testes diários recomendados pelo fabricante são executados sem a interferência do operador e consistem basicamente de:

- Tempo morto do detector;
- Eventos aleatórios por contagem de eventos simples e defasagem da janela de coincidência;
- Janela de coincidência;
- Janela de energia.

O equipamento apresenta então um relatório exemplificado na Figura 31 abaixo, na tela da estação de trabalho.

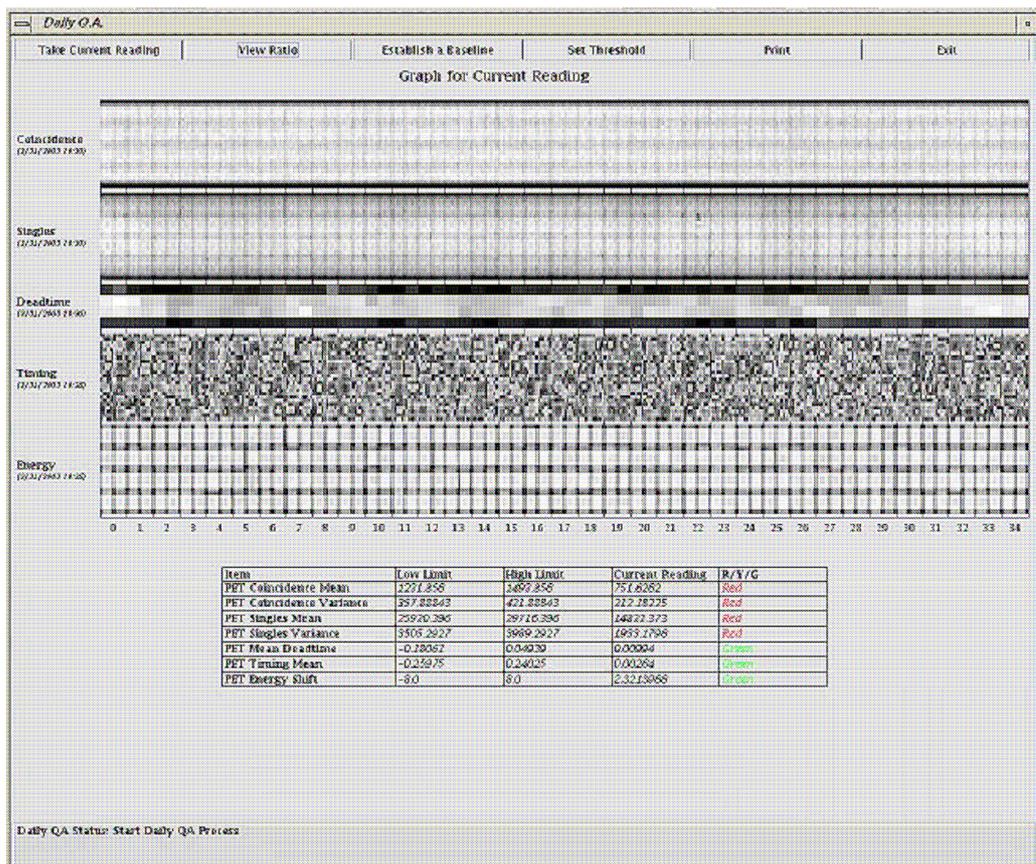


Figura 31: Display do controle diário realizado no PET. As indicações em verde significam que as correções foram efetuadas e o equipamento pode operar, as indicações em vermelho indicam necessidade de calibração e correção.

No presente trabalho, antes de cada aquisição foram executados os testes diários.

Para o controle de qualidade da imagem resultante são apresentados a seguir os resultados para cada teste realizado durante este trabalho de forma a seguir o esquema proposto. Esses resultados são discutidos conforme forem sendo apresentados e variações encontradas.

## **IV. 1 – TESTE 1**

Como primeiro teste o simulador foi preenchido com  $^{18}\text{F}$ FDG segundo a relação atividade nos quatro cilindros de diâmetro 8, 12, 16 e 25 mm pela atividade no corpo (BG) de **2,4:1**.

### **IV.1.1 Medidas em 2D – Razão 2,4:1**

As aquisições foram realizadas em modo bidimensional (2D) e tridimensional (3D), para tempos de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca de forma a se determinar as melhores condições. Pelas dimensões do simulador em função do campo de visão axial do equipamento, 18,6 cm para 15,2 cm respectivamente, foram utilizadas duas macas por aquisição, ou seja, os tempos totais de aquisição para cada medida foram, respectivamente, 4, 6, 8 e 10 minutos, com sobreposição de 11mm.

Os resultados são apresentados nas seções IV.1.1 a IV.1.4, sendo detalhados para a primeira aquisição e, posteriormente resumidos.

#### **IV.1.1.1 Aquisição em 2 minutos por maca**

A primeira avaliação foi a de variabilidade da radiação de fundo para as diferentes dimensões dos cilindros no simulador, demonstrado na Figura 32, para medidas obtidas pela média (SUV<sub>médio</sub>). A variabilidade é resultado da média de cinco cortes sendo 6 medidas em cada corte.

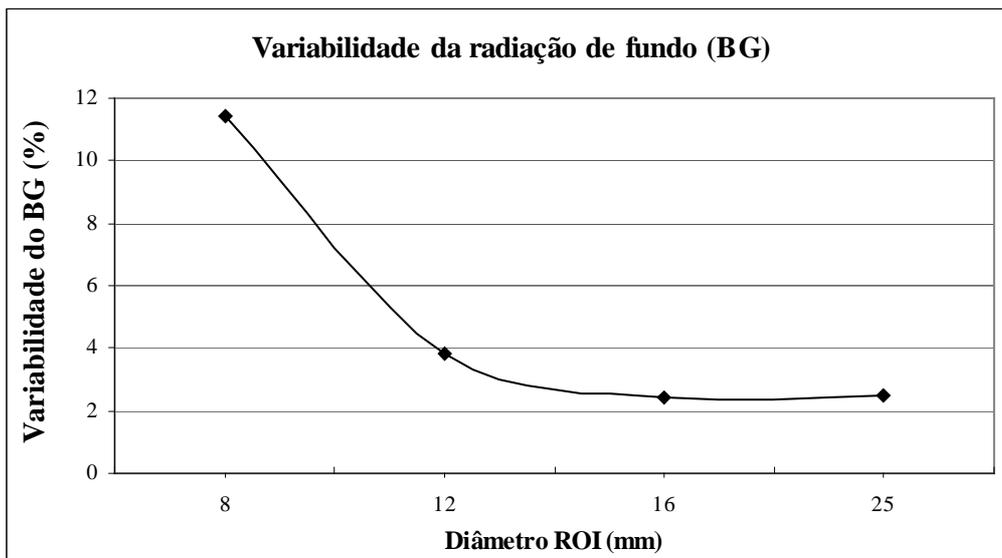


Figura 32: Resultado das medidas de variabilidade da radiação de fundo, BG, calculado para cada dimensão de ROI, em 6 pontos, pelo método de medida de SUVmédio entre cinco cortes, 2D.

A variabilidade da radiação de fundo, Figura 32, diminui com o diâmetro da ROI; já que se trata da medida de valor médio, quanto maior a região é esperada que a variação da média seja menor, pela maior amostragem.

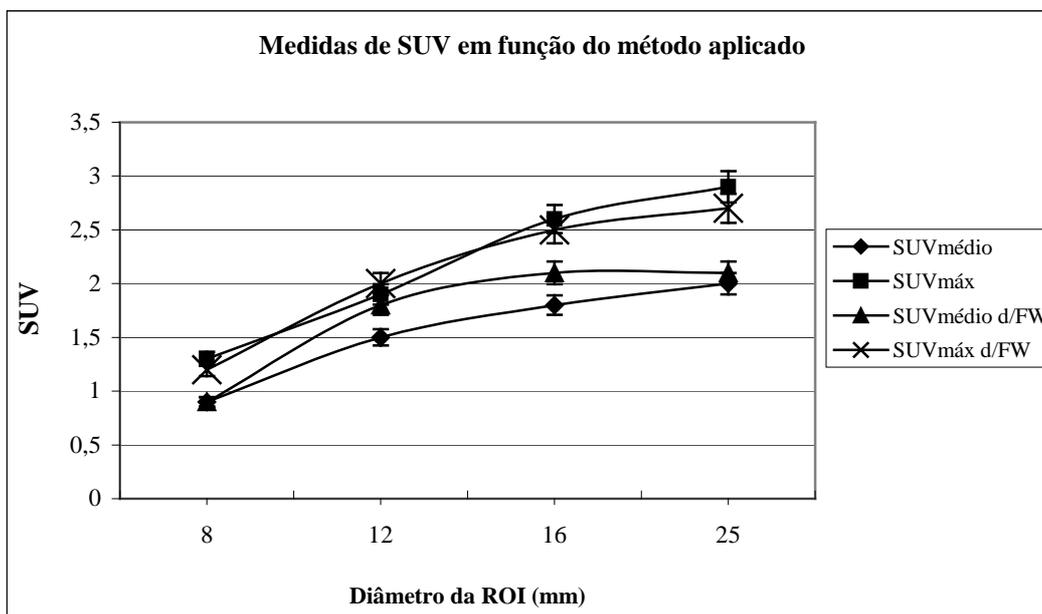


Figura 33: Resultado das medidas de SUV para cada ROI de diâmetros 8, 12, 16 e 25 mm considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

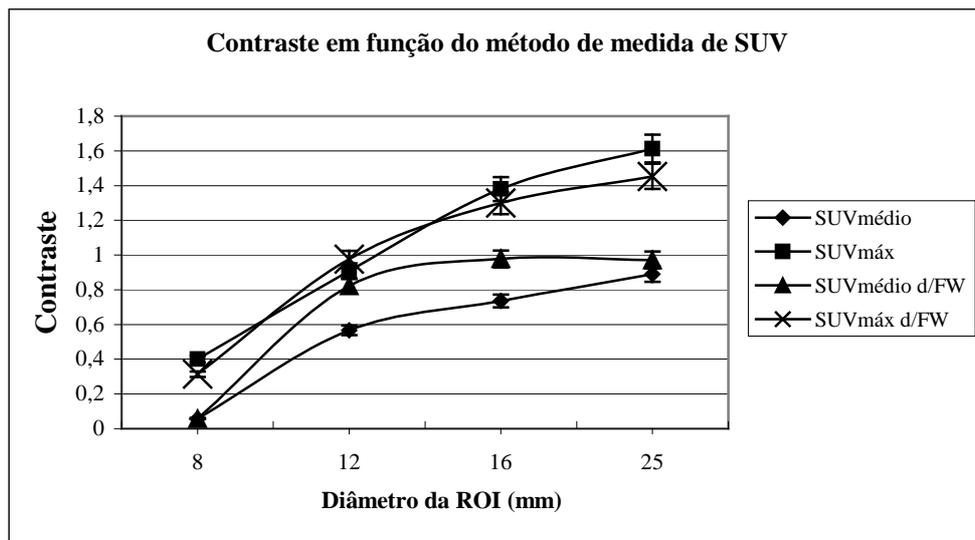


Figura 34: Resultado dos valores de Contraste para cada ROI de diâmetros 8, 12, 16 e 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

Na Figura 33 são apresentadas as medidas de quantificação realizadas nos cilindros utilizando-se os quatro métodos propostos. Os valores que se aproximam mais da concentração inserida no simulador (2,4) são observados para as regiões de maior diâmetro, 16 e 25 mm; para as regiões de 8 e 12 mm, destaca-se a perda de contagem, efeito do volume parcial.

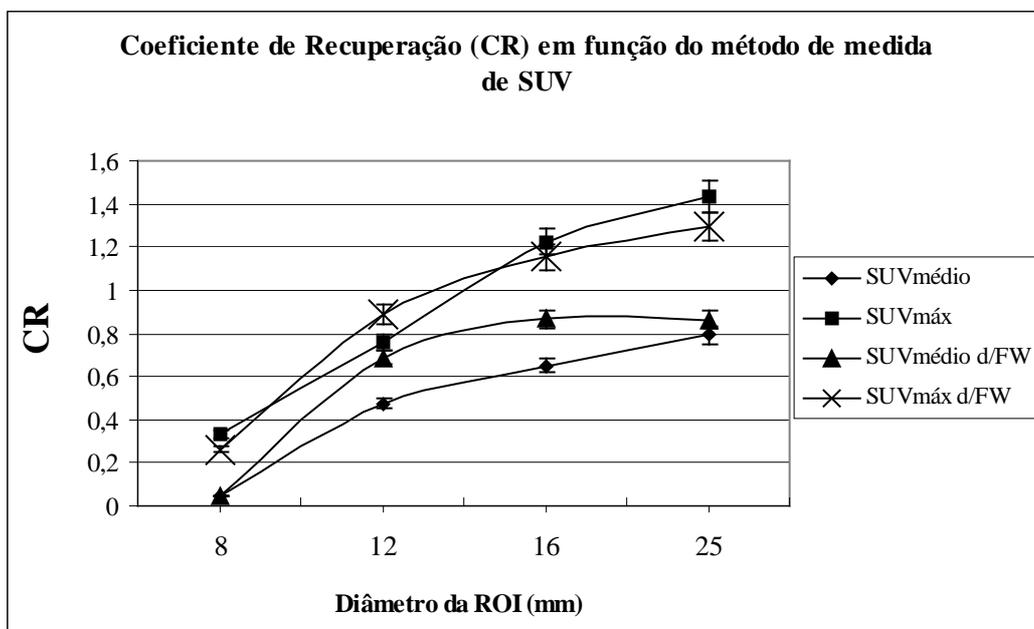


Figura 35: Resultado dos Coeficientes de Recuperação para cada ROI de diâmetros 8, 12, 16 e 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

Pode-se observar pelos gráficos das Figuras 34, 35 e 36 que as medidas para SUV médio apresentam maiores variações do que as demais, pois sofrem maior influência da delimitação da ROI e, portanto, do operador. Observa-se também que os valores dos coeficientes de recuperação e do contraste que se apresentam próximos do valor desejado, 1, ocorrem para os valores de SUV<sub>máx</sub> e SUV<sub>máx</sub> d/FW.

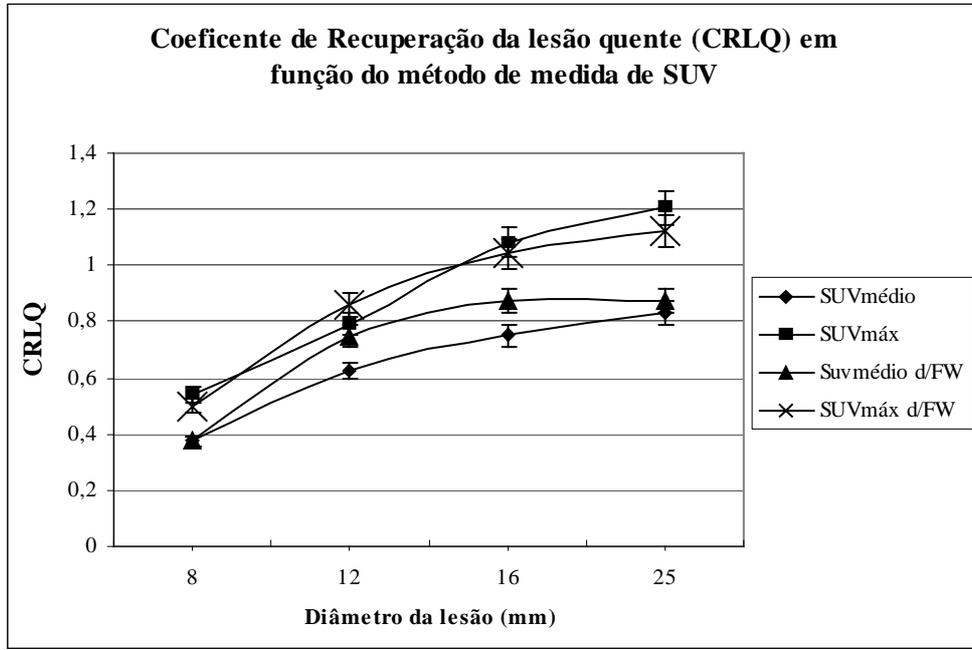


Figura 36: Resultado dos Coeficientes de Recuperação da lesão quente para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

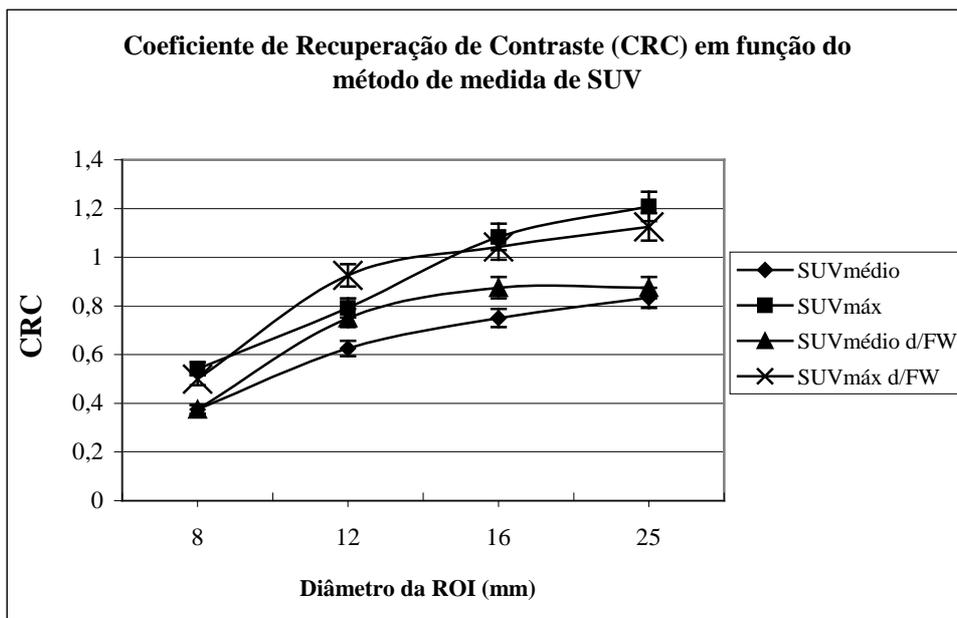


Figura 37: Resultado dos Coeficientes de Recuperação de Contraste para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25mm, considerando os diferentes métodos de quantificação,2D.

Por outro lado, as medidas de contraste e de coeficientes de recuperação para os cilindros de diâmetro 25 e 16 mm, Figuras 34 a 37, demonstram que há uma superestimativa de contagem em regiões com diâmetro acima de aproximadamente 14 mm.

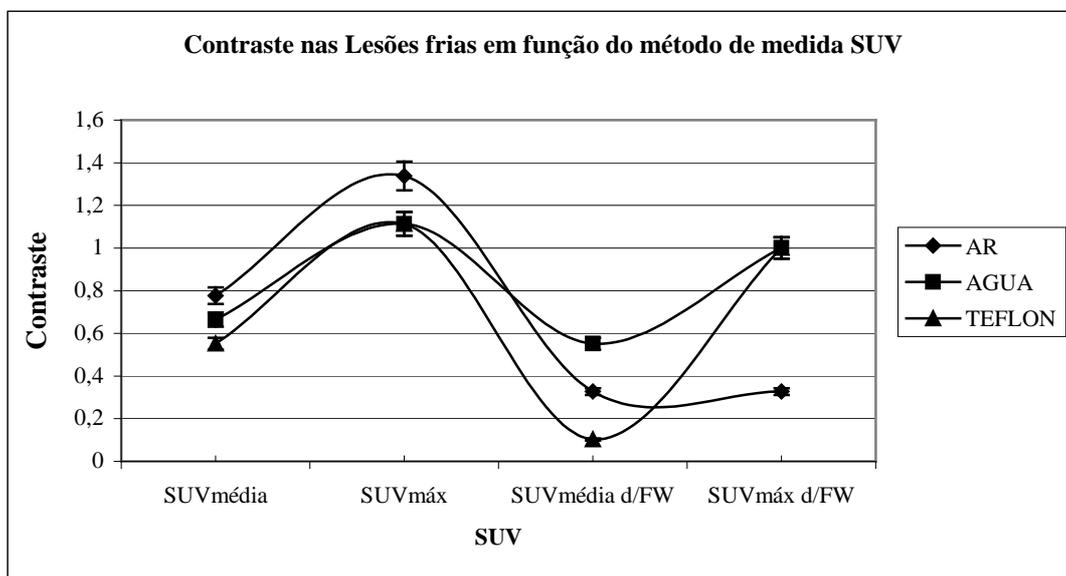


Figura 38: Resultado de Contraste aplicado às lesões frias (ar, água e teflon) para ROI de 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

Para as medidas executadas nas lesões frias, ar, água e Teflon, Figura 38, esperava-se obter valores de atividade ou contagem zero, já que se trata de lesões frias. Porém, observam-se valores de contagem proveniente das regiões contendo material radioativo, cilindros “quentes”. Como nesse caso todas as regiões possuem 25 mm, os valores de contraste foram colocados apenas em função do método de quantificação. Novamente, apenas os valores de contraste por medida de SUVmáx e SUVmáx d/FW se apresentam próximos a unidade.

#### IV. 1.1.2 Aquisição em 3, 4 e 5 minutos por maca

Para os demais tempos de aquisição de 3, 4, e 5 minutos por maca, as observações acima se repetem pelo que se optou por representar os valores obtidos dessas propriedades em figuras comparativas, conforme segue.

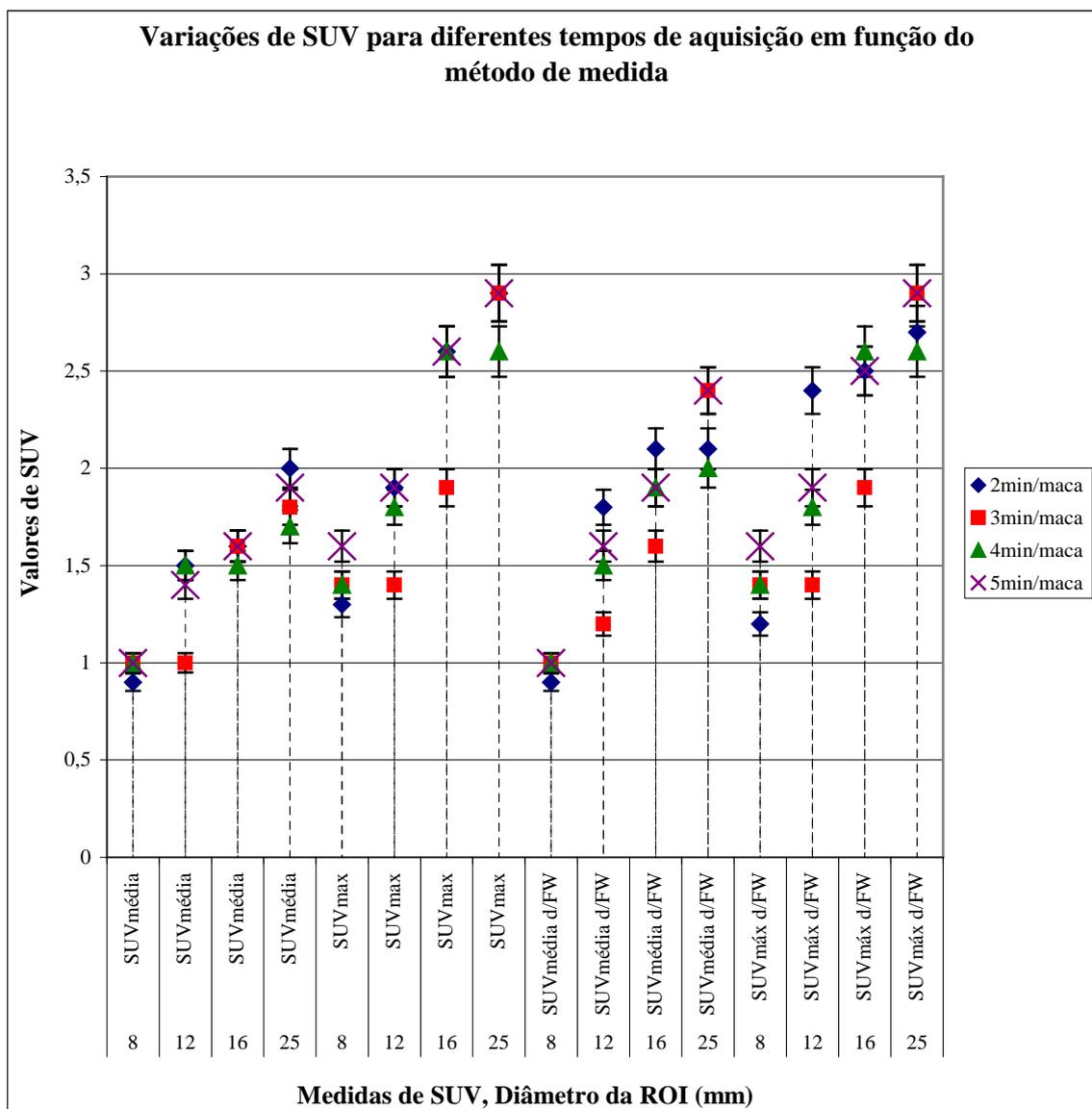


Figura 39: Resultado das medidas de SUV para cada ROI de diâmetros 8, 12, 16 e 25 mm, considerando os diferentes métodos de quantificação, 2D.

Os valores encontrados para SUV são representados na Figura 39, onde se pode observar a melhora na medida em função do maior tempo de aquisição para todas as varreduras, sendo que SUV<sub>máx</sub> e SUV<sub>máx</sub> d/FW apresentando melhores resultados para 4min/maca. Para 5 minutos/maca ocorre uma super estimativa dos valores já a partir do cilindro de 16 mm. Em todas as medidas, porém, observa-se o efeito de volume parcial para os cilindros de 8 e de 12 mm, menos significativo para os valores de SUV<sub>máx</sub> devido a este estar relacionado ao valor máximo no pixel, para a mesma ROI. Depende menos da demarcação da região, porém, supõe que toda esta apresenta o mesmo valor de captação, ou seja, o máximo, o que não ocorre na rotina clínica. Cabe

também ressaltar que as medidas por SUV<sub>médio</sub> são, para todos os tempos, as que apresentam maiores variações, não sendo porém possível estabelecer uma relação, variando de 25 a 45% entre o valor máximo e o mínimo.

#### IV. 1.1.3 Comparação entre as varreduras com tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca.

A seguir são apresentados os resultados obtidos para as diferentes aquisições em 2D, com tempos de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca em gráficos comparativos.

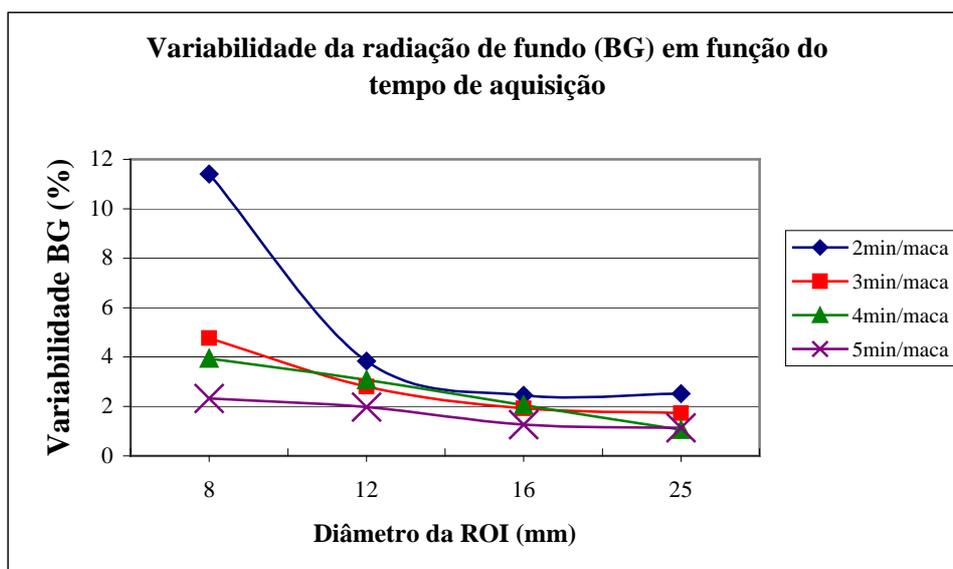


Figura 40: Comparação entre os resultados da Variabilidade da Radiação de Fundo (BG) encontrada para aquisições com tempos de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca, medidos pelo SUV<sub>médio</sub> de cinco cortes em cada aquisição, 2D.

Pelo gráfico da Figura 40 pode-se observar como a variação das medidas de radiação de fundo diminui em função do tempo de aquisição sendo que para os tempos de 4 e de 5 minutos as variações são muito próximas, dependendo muito pouco do tamanho da ROI. Já para 2 minutos por maca essa variação aumenta significativamente, indicando que a imagem não é uniforme devido ao tempo insuficiente de contagem. Mesmo para medidas da radiação de fundo, BG, pode-se observar a influência do tamanho da ROI nos valores medidos.

Pelas aquisições realizadas, observa-se que o contraste, Figuras 41 e 42, variam bastante em função do método de quantificação e, para as medidas realizadas com o tempo de 4 minutos/maca, apresentam valores um pouco mais regulares do que os demais tempos. O mesmo ocorre para as medidas de coeficiente de recuperação, Figuras 43 e 44.

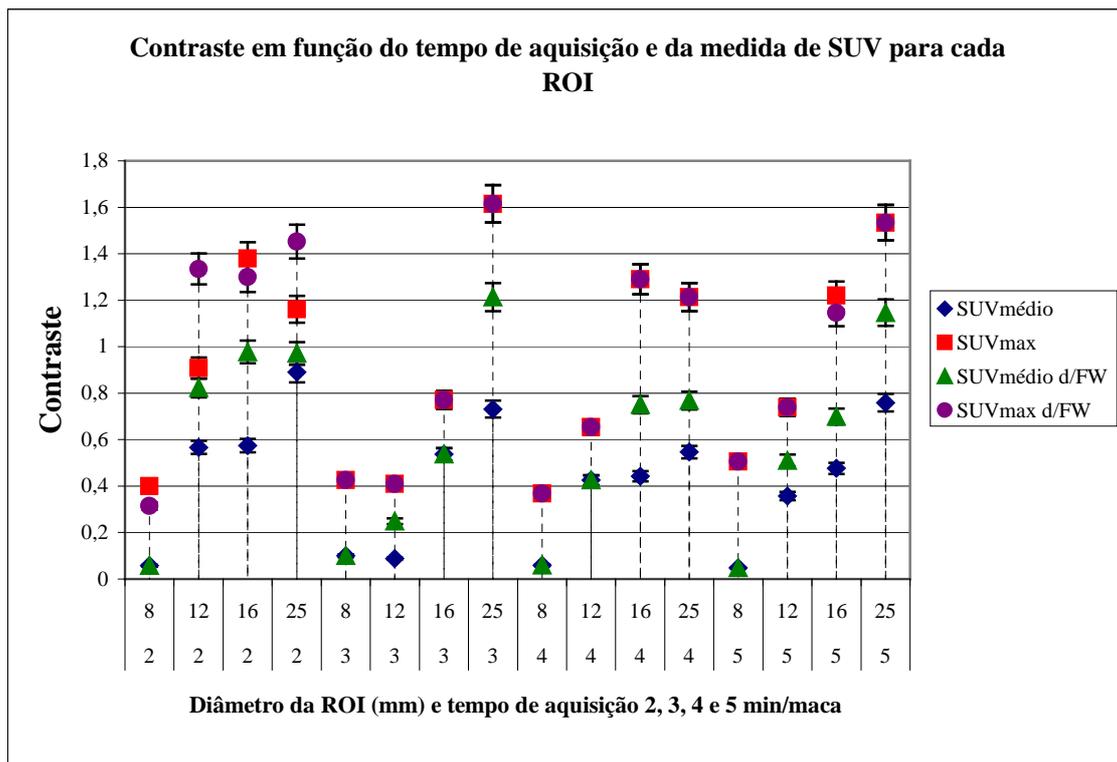


Figura 41: Comparação entre os resultados de contraste para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, 2D.

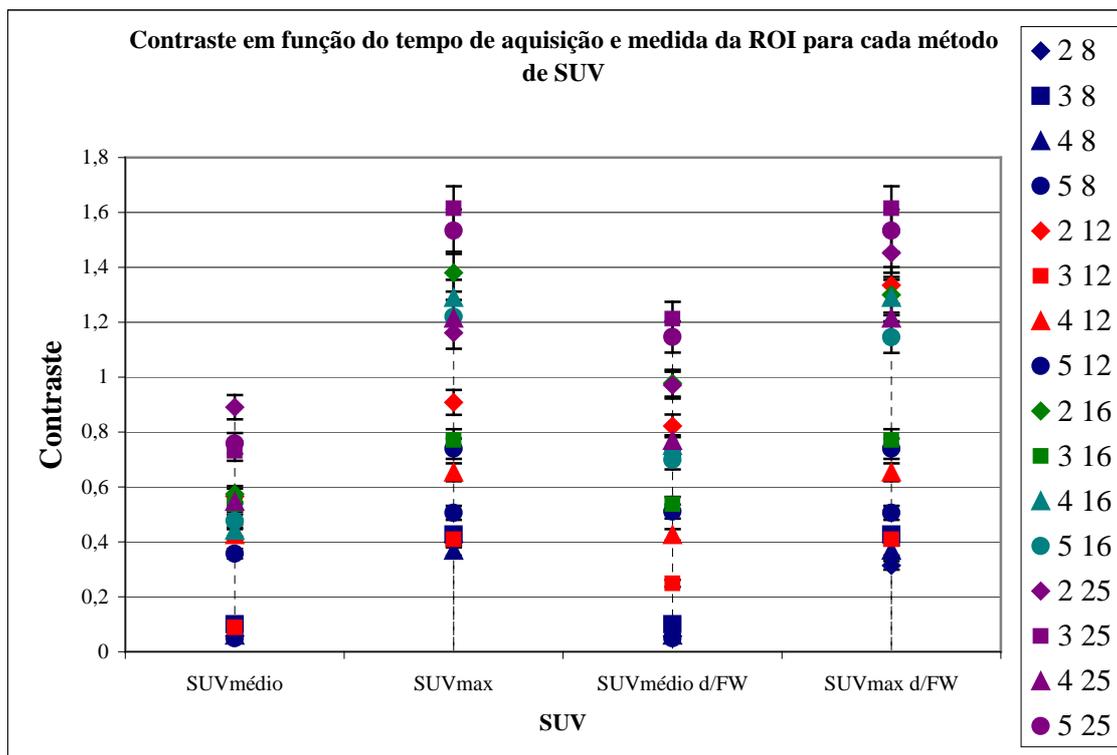


Figura 42: Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, 2D (outra representação).

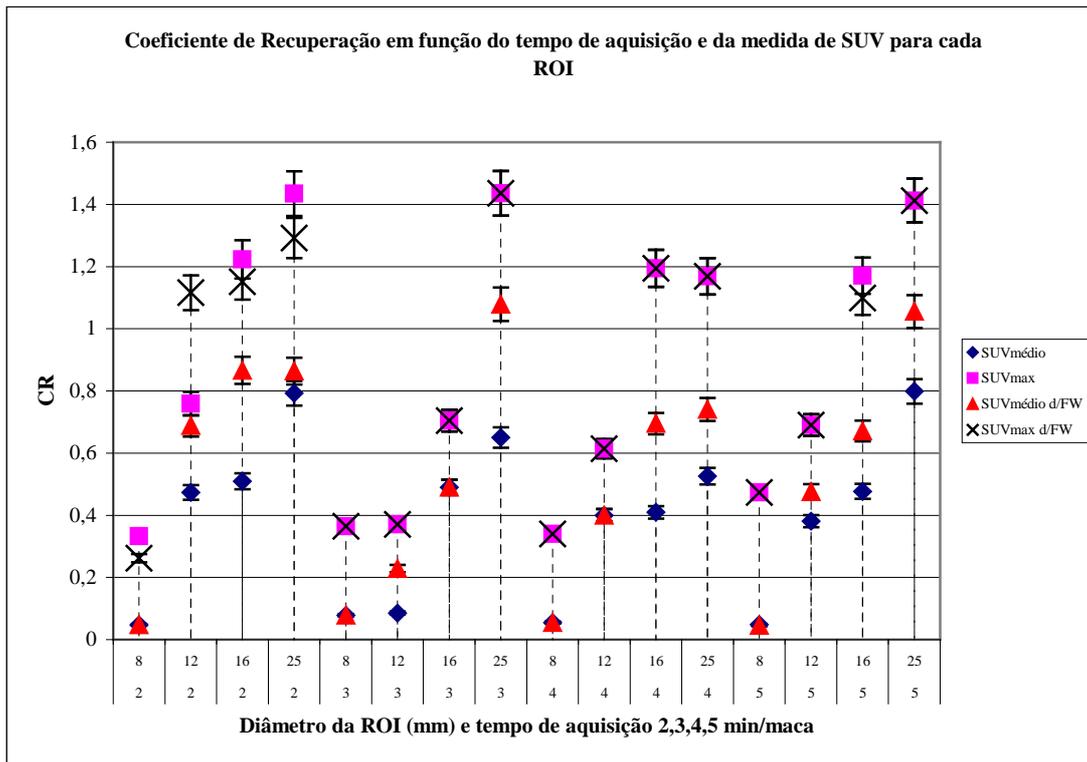


Figura 43: Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, 2D.

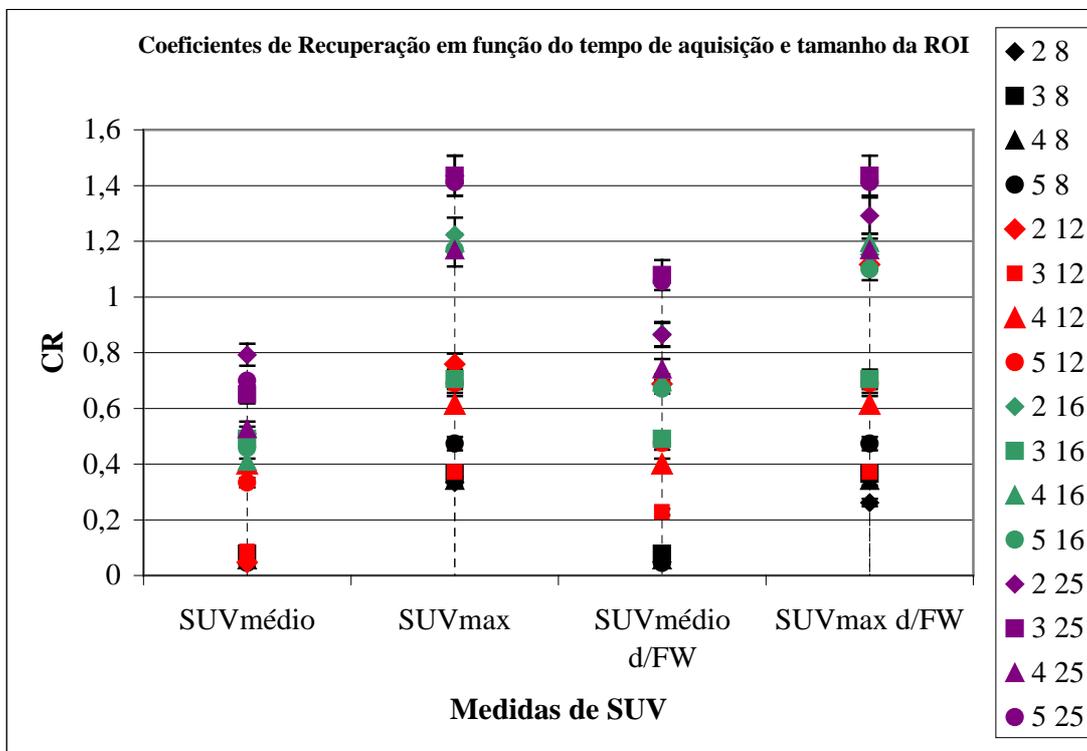


Figura 44: Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI de diâmetros 8, 12,16 e 25mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, 2D (outra representação).

As medidas de contraste nas lesões frias, Figura 45, apresentam valores mais estáveis e próximos de 1, para os valores de  $SUV_{máx}$  e  $SUV_{máx} d/FW$ .

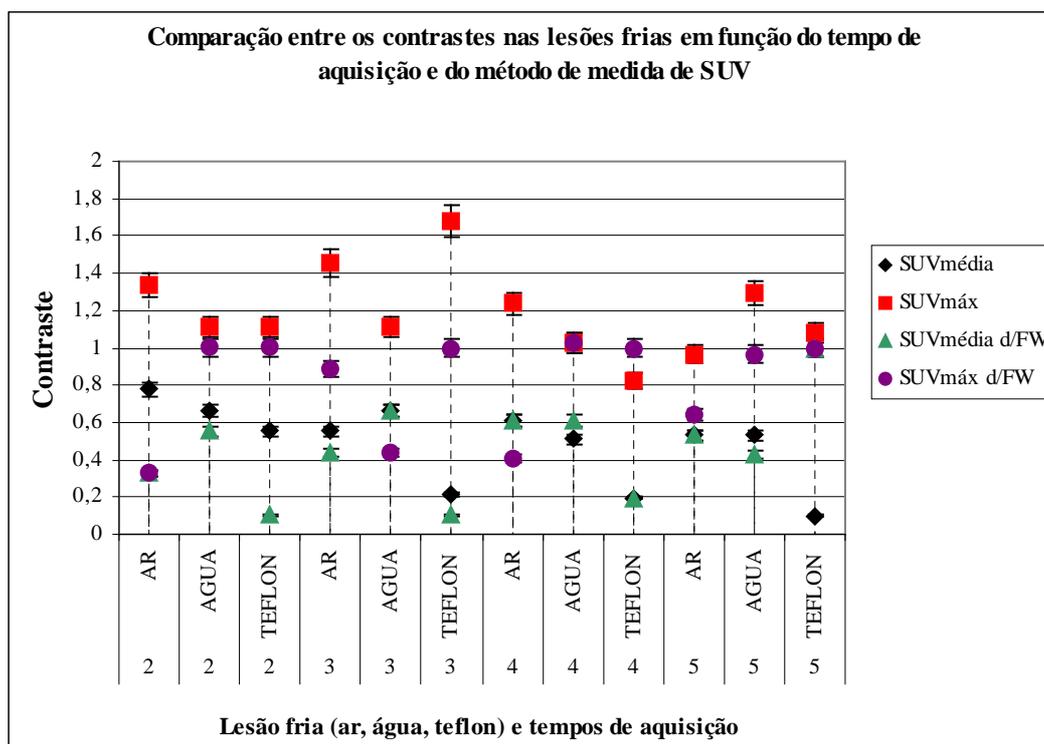


Figura 45: Comparação entre os resultados Contraste nas lesões frias (ar, água e teflon) encontrada para aquisições de tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, em função do método de medida do SUV, 2D.

A Figura 46 apresenta as imagens dos cortes centrais das lesões quentes em função dos diferentes tempos de aquisição, onde se pode observar a melhora na formação da imagem em função do tempo de aquisição.

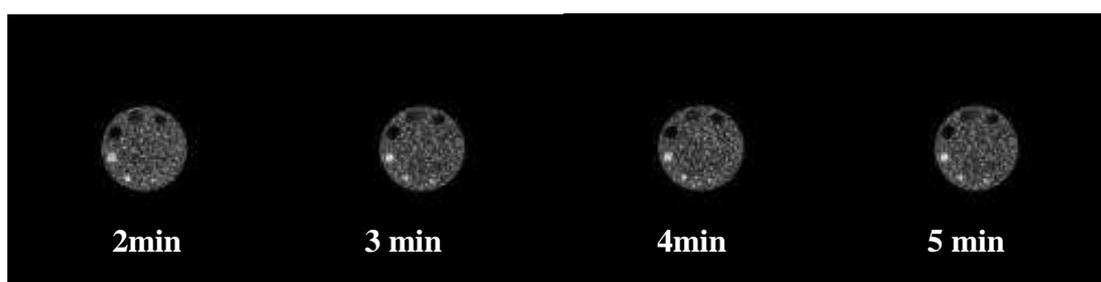


Figura 46: Cortes centrais dos simuladores para tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos /maca, 2D.

Os valores de correção das medidas de SUV são apresentados na Tabela 8, onde se pode verificar que as correções efetuadas pelo coeficiente de recuperação, não chegam aos valores reais de atividade na lesão. Essa diferença é atribuída ao método de cálculo que utiliza a delimitação das regiões de interesse tanto para as lesões, quanto para a radiação de fundo, acumulando os erros.

Tabela 8: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR			
	2min/maca	3min/maca	4min/maca	5min/maca
8	2,234±0,056	2,278±0,057	2,324±0,058	2,338±0,058
12	2,238±0,056	2,291±0,057	2,341±0,058	2,334±0,058
16	2,288±0,057	2,314±0,058	2,328±0,058	2,361±0,059
25	2,291±0,057	2,290±0,057	2,364±0,059	2,322±0,058

#### IV.1.2 Medidas em 3D – Razão 2,4:1

As aquisições foram realizadas em modo tridimensional (3D), para aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca de forma a se determinar o melhor tempo. Os resultados são apresentados abaixo, sendo detalhados para a primeira aquisição e, posteriormente resumidos.

Pela Figura 47 pode-se notar uma pequena melhora na variabilidade da radiação de fundo em relação ao modo 2D, devido a maior taxa de contagem pelo não uso de septos no equipamento, ou seja, maior número de contagens chegam aos detectores, sendo obtidos os melhores resultados também para 4 e 5 minutos por maca.

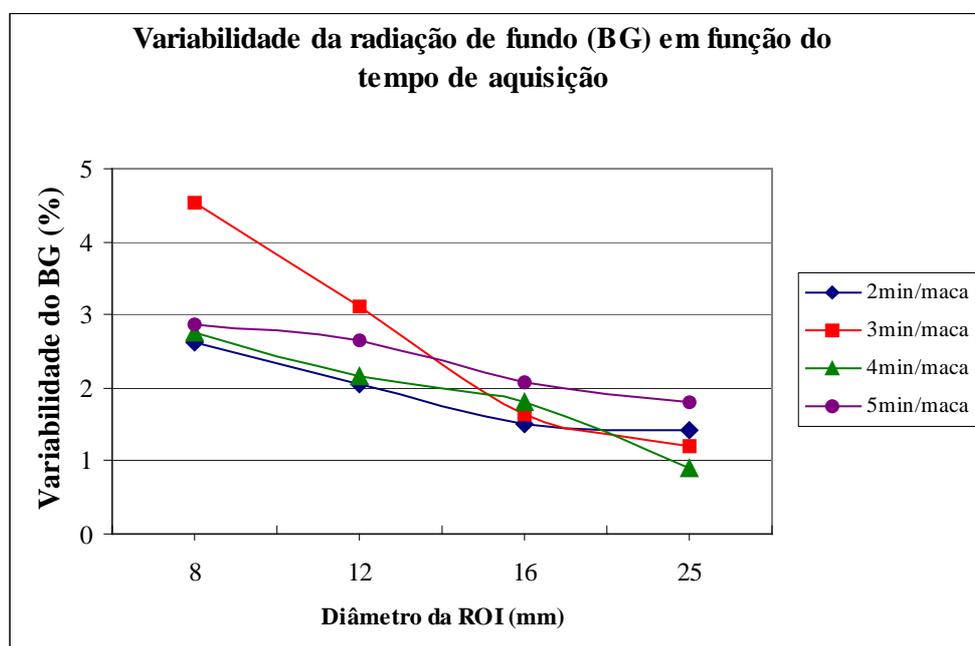


Figura 47: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para aquisições com tempos de 2, 3, 4 e 5 min/maca, medidos pelos SUV médio, 3D.

Na aquisição em modo tridimensional observa-se também a variação na quantificação, Figura 48, sendo obtidos os valores mais próximos à atividade real do

objeto para as medidas de SUV<sub>máx</sub>. Entre os tempos de aquisição de 4 e 5 minutos/maca, os valores de quantificação são muito próximos para todas as regiões de interesse. Nas Figuras 49, 50, 51 e 52 são apresentados os resultados de contraste e coeficientes de recuperação para as lesões quentes, em função dos diferentes tempos de aquisição e métodos de quantificação.

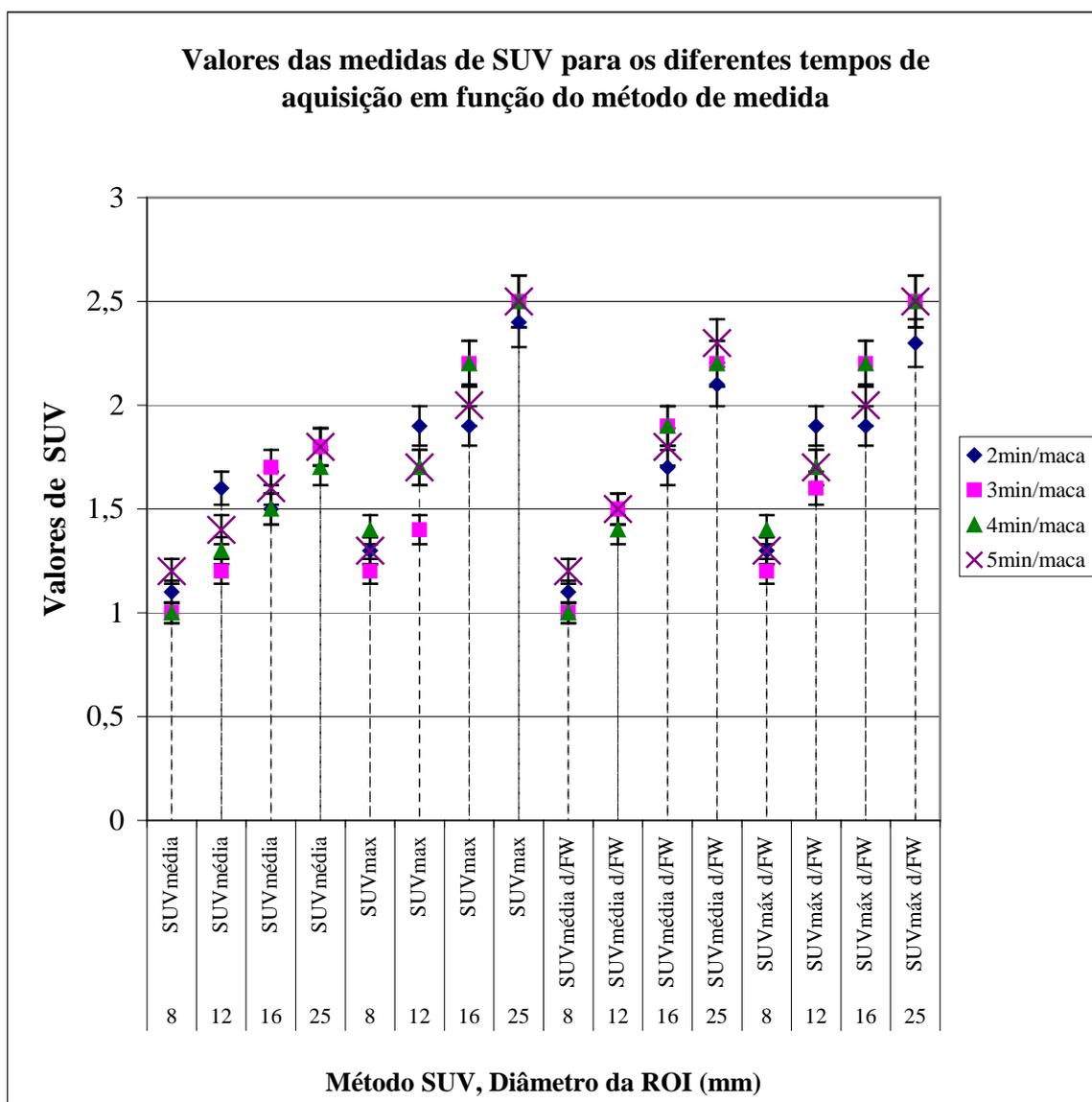


Figura 48: Resultado das medidas de SUV para cada ROI de diâmetros 8,12,16 e 25mm considerando os diferentes métodos de quantificação e diferentes tempos de aquisição, 3D.

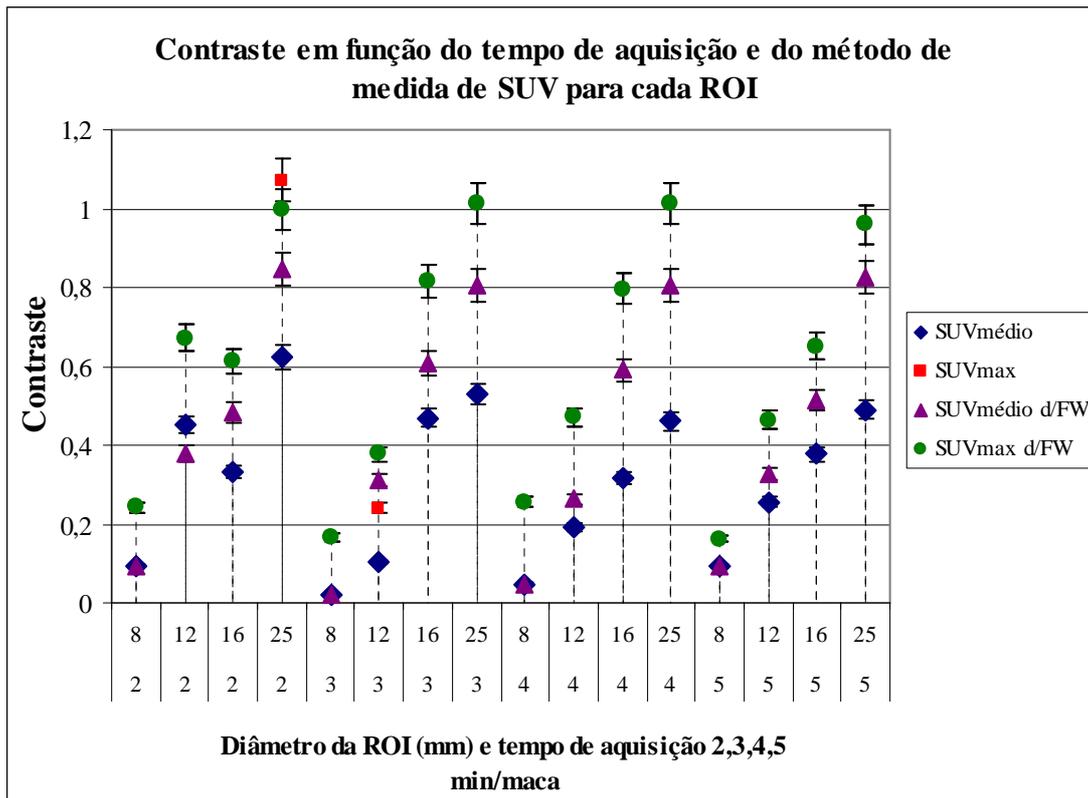


Figura 49: Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI de diâmetro 8, 12, 16 e 25 mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, modo 3D.

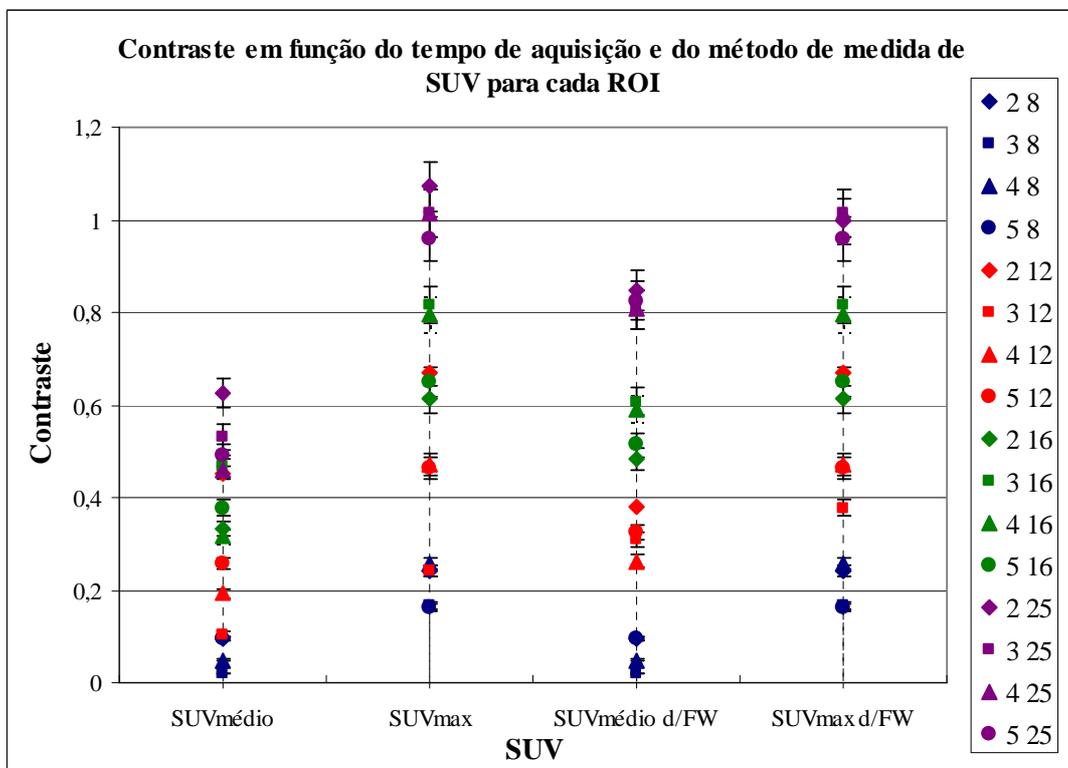


Figura 50: Comparação entre os resultados de Contraste para cada ROI de diâmetro 8, 12, 16 e 25 mm entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca para diferentes métodos de quantificação, modo 3D (visualização alternativa).

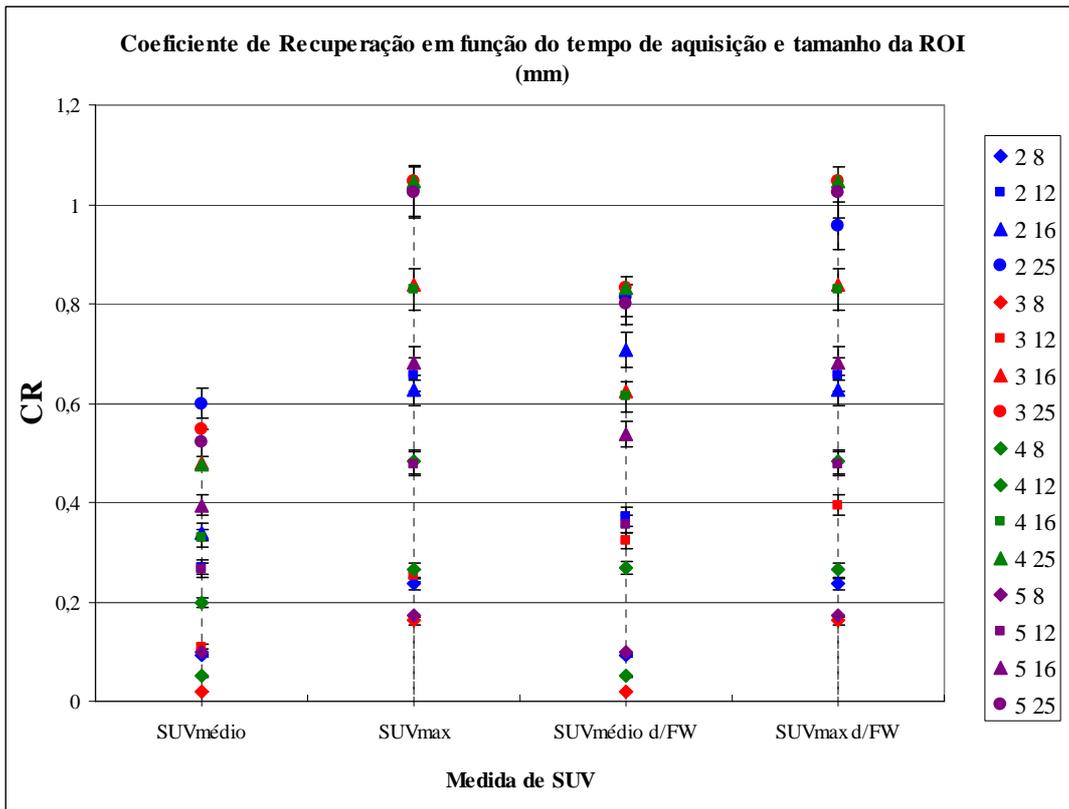


Figura 51: Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI de diâmetro 8, 12, 16 e 25 mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 min/maca, para diferentes métodos de quantificação, modo 3D.

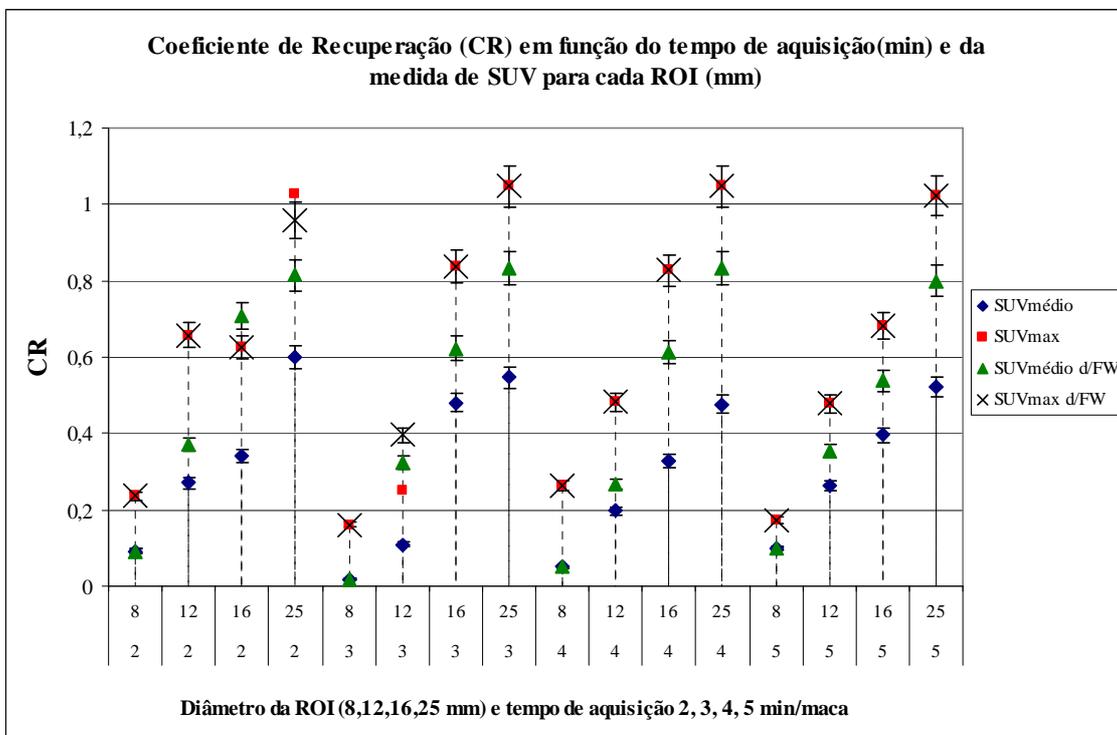


Figura 52: Comparação entre os resultados de Coeficientes de Recuperação para cada ROI de diâmetro 8, 12, 16 e 25 mm, entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca, para diferentes métodos de quantificação, 3D (outra representação).

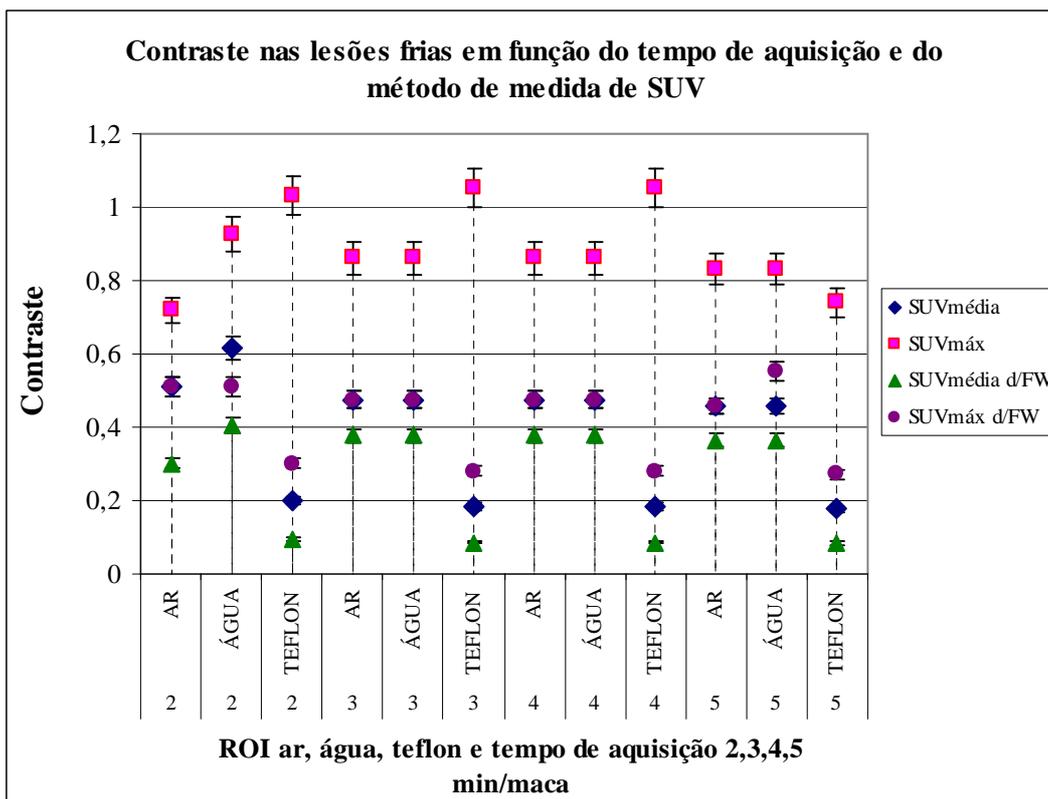


Figura 53: Comparação entre os resultados de Contraste nas lesões frias entre os tempos de aquisição de 2, 3, 4 e 5 minutos/maca para diferentes métodos de quantificação, 3D.

Para as lesões frias, Figura 53, as medidas de contraste pelo método de SUVMáx foi o que demonstrou melhores resultados, próximos da unidade.

As imagens obtidas nas diferentes aquisições são apresentadas na Figura 54.

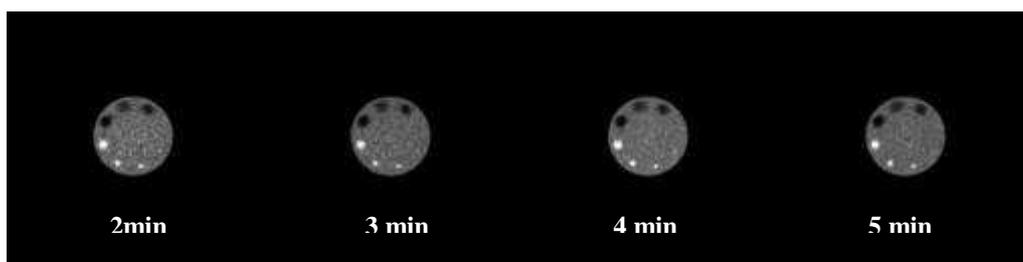


Figura 54: Representação das imagens dos cortes centrais para os diferentes tempos de aquisição 2, 3, 4 e 5 minutos por maca, 3D.

Os valores de quantificação corrigidos para o modo de aquisição 3D, Tabela 9, apresentam-se mais próximos do valor real de **2,4**. Porém, algumas correções apresentam valores acima do esperado.

Tabela 9: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação modo 3D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR			
	2min/maca	3min/maca	4min/maca	5min/maca
8	2,371±0,059	2,374±0,059	2,431±0,061	2,461±0,062
12	2,381±0,060	2,448±0,061	2,424±0,061	2,431±0,061
16	2,424±0,059	2,428±0,061	2,441±0,061	2,448±0,061
25	2,361±0,061	2,434±0,061	2,434±0,061	2,468±0,062

#### IV.1.3 Resolução para Razão 2,4:1

Para as medidas de resolução a princípio foi aplicado o mesmo método de quantificação nas lesões frias, colocando-se ROI com o mesmo tamanho do diâmetro das hastes na imagem da parte inferior do simulador, para a obtenção de medidas de SUV<sub>máx</sub>, e as mesmas regiões foram colocadas nas áreas contendo apenas a radiação de fundo. A razão entre essas medidas seria então o contraste da imagem no corte central.

Esse método, aplicado em todas as quantificações anteriores, não pode ser aplicado, pois, devido à baixa atividade no BG, as medidas se mostraram muito semelhantes, não garantindo que fossem corretas. Optou-se, portanto, em realizar medidas visuais do corte central, determinando-se o menor diâmetro da haste visível como controle e acompanhamento da resolução espacial, como é amplamente realizado em outros equipamentos utilizados na medicina nuclear, como a tomografia por fóton único - SPECT. Esse método, demonstrado na Figura 55, apesar de aceito nas gamacâmaras convencionais, apresenta forte influência do operador.

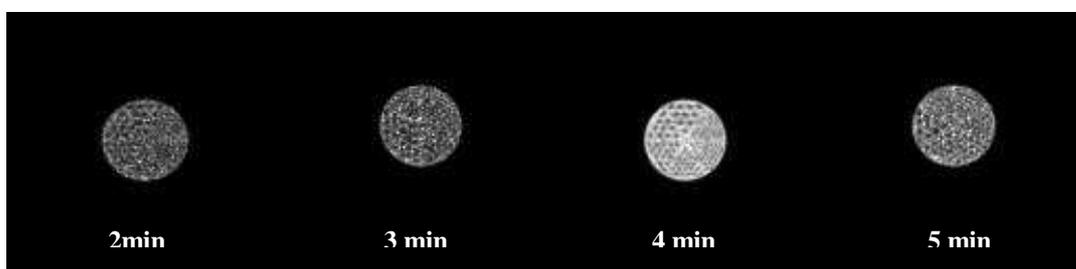


Figura 55: Representação das medidas visuais de resolução espacial através das hastes contidas no simulador, para medidas em 3D.

Pela Tabela 10 se observa que para o modo de aquisição 2D, o tempo de aquisição de 2 minutos/maca apresenta valores de resolução bastante altos em comparação ao recomendado (9,5mm), indicando tempo insuficiente de formação de uma imagem adequada. Para os tempos de 3, 4 e 5 minutos por maca, a resolução melhora, chegando a 9,5mm, considerado adequado em uma imagem de medicina nuclear. Já para o modo 3D, os valores para os tempos de aquisição de 4 e 5 minutos /maca foram os que apresentaram melhores resultados, indicando uma resolução de **7,9mm**.

Tabela 10: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 2,4:1 em função dos tempos de aquisição.

TEMPO DE AQUISIÇÃO (minutos/maca)	MODO	RESOLUÇÃO (mm)
2	2D	12,7
3		11,1
4		9,5
5		9,5
2	3D	9,5
3		9,5
4		7,9
5		7,9

#### IV.1.4 Uniformidade para Razão 2,4:1

As medidas de uniformidade foram realizadas no corte em três cortes na porção do simulador que não contém lesões quentes ou frias, cujos resultados são apresentados na Tabela 11, como a média entre os cortes o desvio padrão e a tolerância de 5%, utilizada anteriormente para a análise das propriedades de contraste e coeficientes de recuperação.

Tabela 11: Medidas de uniformidade para razão 2,4:1 para os modos 2D e 3D

UNIFORMIDADE					
	2min/maca	3min/maca	4 min/maca	5min/maca	MODO
MÉDIA	1,20	1,30	1,50	1,60	2D
SD	0,152	0,106	0,060	0,075	
Tolerância 5%	0,060	0,065	0,060	0,080	
MÉDIA	1,40	1,60	1,70	1,70	3D
SD	0,210	0,080	0,052	0,052	
Tolerância 5%	0,070	0,080	0,085	0,085	

Pela Tabela 11, observa-se que alguns valores de uniformidade não se encontram dentro da tolerância de 5% para o modo 2D e 3D. À medida que o tempo de aquisição aumenta, a imagem passa a ser mais uniforme, sendo que, para os tempos de 4 e 5 minutos/maca, são consideradas adequadas.

As medidas realizadas pelo método de SUV<sub>máx</sub> e médio d/FW não apresentaram melhorias na quantificação. O SUV<sub>máx</sub> d/FW continua dependente do valor máximo, já que considera o máximo no pixel, apresentando valores muito semelhantes ou idênticos ao SUV<sub>máx</sub>. Os valores de SUV médio também apresentam grandes variações, não trazendo benefício em utilizar um método mais trabalhoso. Além disso, para a região de diâmetro menor, 8 mm, o valor de d/FW chega ao limite de delimitação de regiões de interesse do equipamento, tornando a medida imprecisa. Devido a esses fatores, as medidas passaram a ser realizadas pelos métodos de máximo e do valor médio na região estudada.

## **IV. 2 – TESTE 2**

No segundo teste, as aquisições foram realizadas em 4 minutos por maca, nos dois modos 2D e 3D, para três varreduras consecutivas, de forma a se determinar se os resultados são reprodutíveis e independentes da aquisição. A razão entre as concentrações dos cilindros “quentes” e da radiação de fundo (BG ou corpo do simulador) foi aumentada para **5,5:1**, para avaliação da influência dessa razão na qualidade da imagem e na determinação do coeficiente de recuperação.

### **IV.2.1 Medidas em 2D – Razão 5,5:1**

Como as atividades empregadas nos testes são medidas em um activímetro ou calibrador de dose onde a precisão deve ser  $\leq 5\%$ , esse mesmo valor de tolerância entre as medidas foi utilizado para a avaliação dos dados entre as três varreduras. Portanto, os resultados foram obtidos para três varreduras consecutivas, em modo 2D onde os valores não devem diferir em mais do que 5%, como representado na Tabela 12. São apresentados os valores médios de SUV para cada método de medida, os desvios-padrão, contraste, coeficiente de recuperação (CR), recuperação de contraste na lesão quente (CRLQ) e coeficiente de recuperação de contraste (CRC).

Tabela 12: Valores médios, desvio padrão (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUV<sub>médio</sub> e SUV<sub>máx</sub>, para razão 5,5:1, 2D

Método	Diâmetro (mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUV <sub>médio</sub>	8	Média	3,200	0,236	0,400	0,576	0,576
		SD	0,200	0,033	0,027	0,042	0,042
		5%	0,160	0,012	0,020	0,029	0,029
SUV <sub>máx</sub>	8	Média	4,433	0,403	0,625	0,794	0,794
		SD	0,231	0,037	0,030	0,042	0,042
		5%	0,222	0,020	0,031	0,040	0,040
SUV <sub>médio</sub>	12	Média	4,600	0,408	0,716	0,848	0,848
		SD	0,721	0,102	0,084	0,147	0,147
		5%	0,230	0,020	0,036	0,042	0,042
SUV <sub>máx</sub>	12	Média	7,100	0,703	1,271	1,381	1,381
		SD	1,217	0,166	0,136	0,179	0,019
		5%	0,355	0,038	0,064	0,069	0,069
SUV <sub>médio</sub>	16	Média	5,067	0,512	0,793	0,927	0,927
		SD	0,116	0,017	0,014	0	0
		5%	0,253	0,026	0,040	0,046	0,046
SUV <sub>máx</sub>	16	Média	7,567	0,905	1,381	1,004	1,004
		SD	0,503	0,093	0,076	0,105	0,105
		5%	0,378	0,044	0,069	0,069	0,070
SUV <sub>médio</sub>	25	Média	5,467	0,548	0,860	1,006	1,006
		SD	0,611	0,085	0,070	0,084	0,084
		5%	0,273	0,027	0,043	0,050	0,050
SUV <sub>máx</sub>	25	Média	8,500	1,044	1,424	1,503	1,573
		SD	0,400	0,062	0,050	0,273	0,315
		5%	0,425	0,052	0,071	0,075	0,079

Os valores dos desvios entre as médias para as regiões de interesse de menor diâmetro, 8 e 12 mm, apresentam valores acima da tolerância de 5%, tanto para as medidas de quantificação (SUV), quanto para as de contraste e coeficientes de recuperação. Apenas para o SUV<sub>máx</sub>, diâmetro de 25 e 16 mm, alguns valores encontram-se dentro dessa tolerância.

Para a variabilidade da radiação de fundo, Figura 56, observam-se formatos distintos entre as curvas, não havendo um padrão, sugerindo que se encontram entre um valor médio. Observa-se novamente a grande influência do tamanho da ROI. As Figuras 57 e 58 indicam os valores médios obtidos para o contraste e para os coeficientes de recuperação e coeficiente de recuperação de contraste considerando as três varreduras e os métodos de medida, onde as barras indicam a tolerância de 5%.

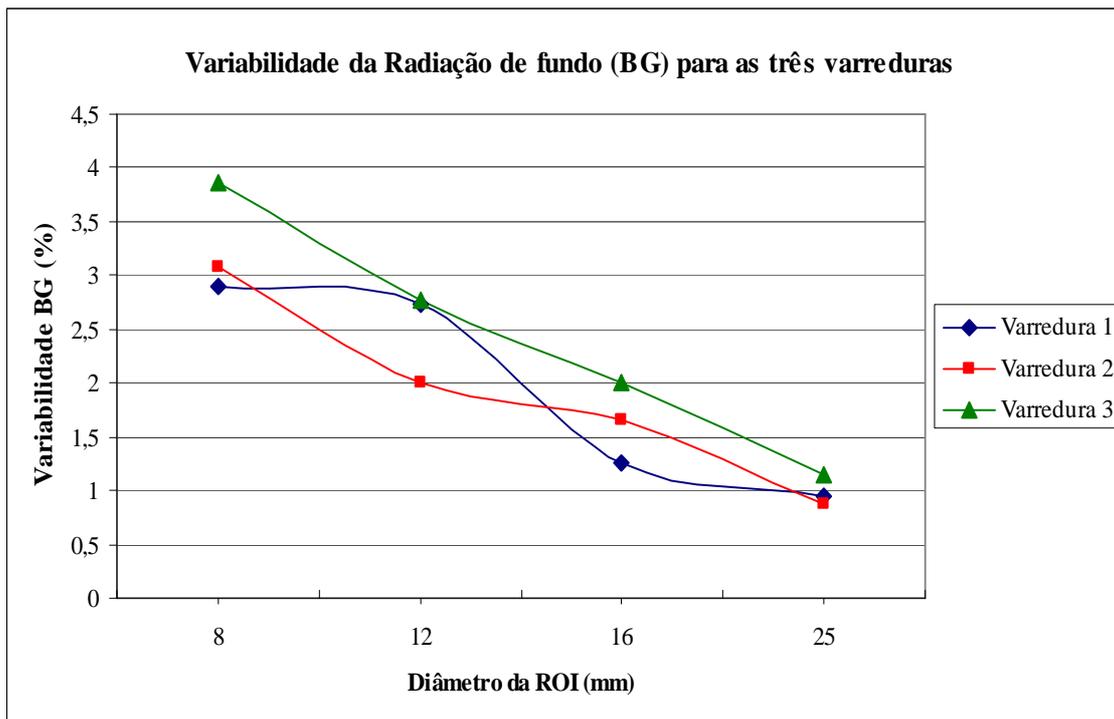


Figura 56: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.

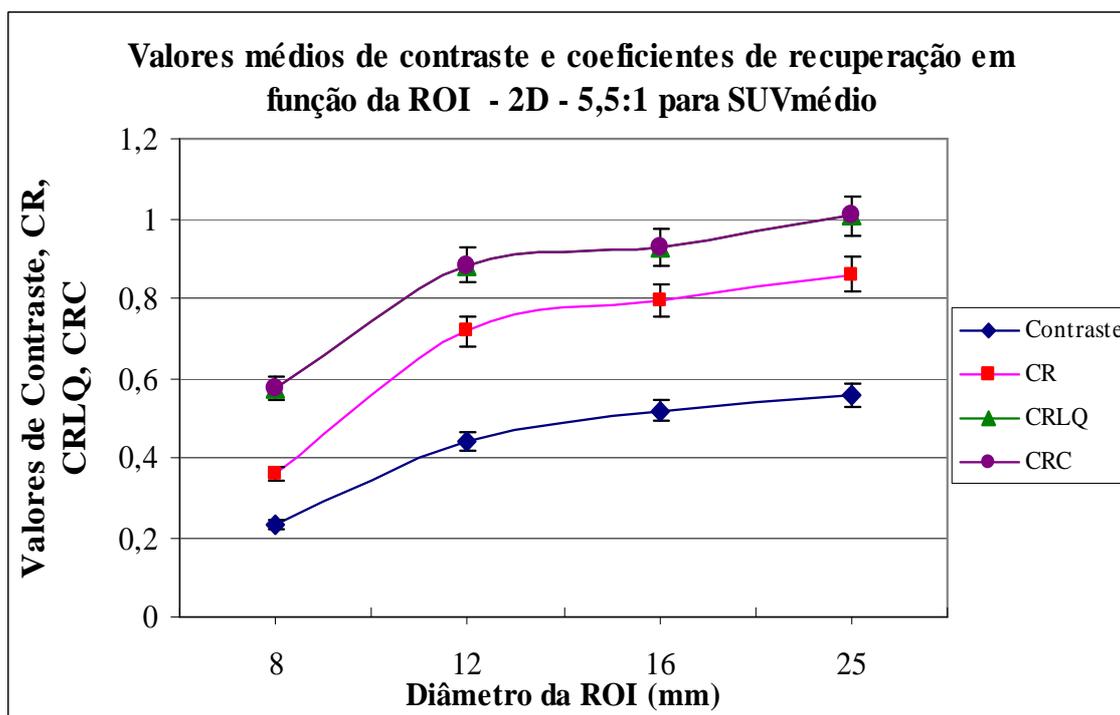


Figura 57: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRLQ, CRC) para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.

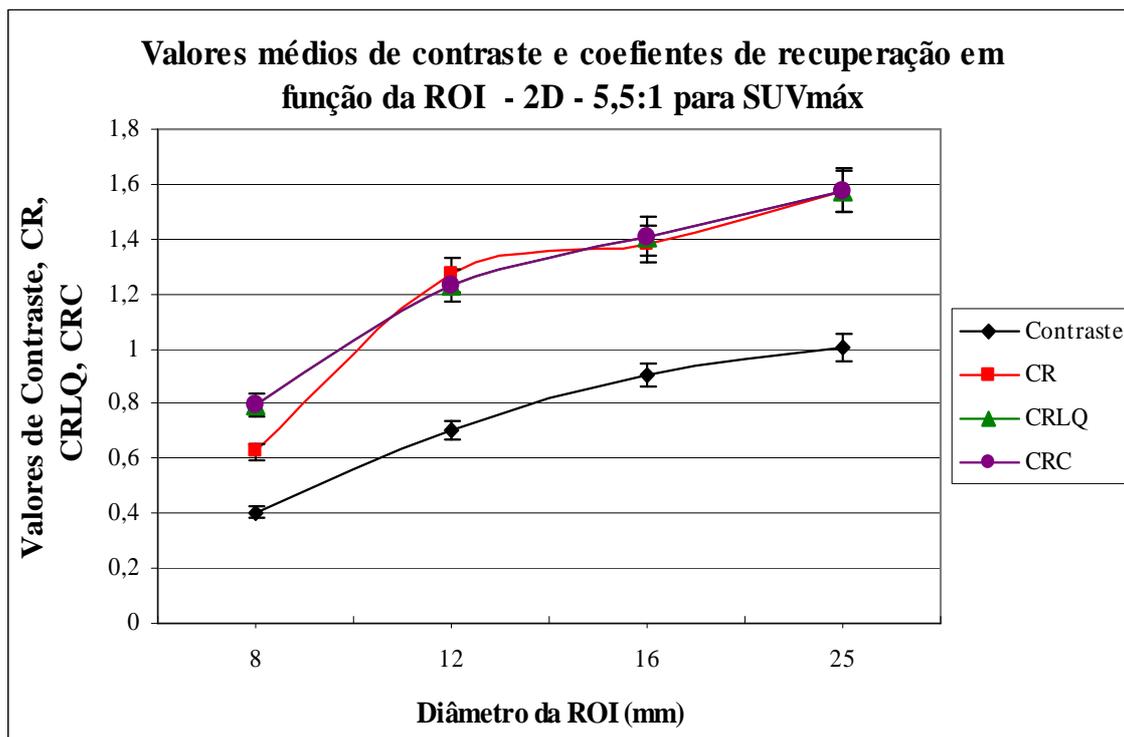


Figura 58: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRLQ, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx , em função do tamanho da região de interesse.

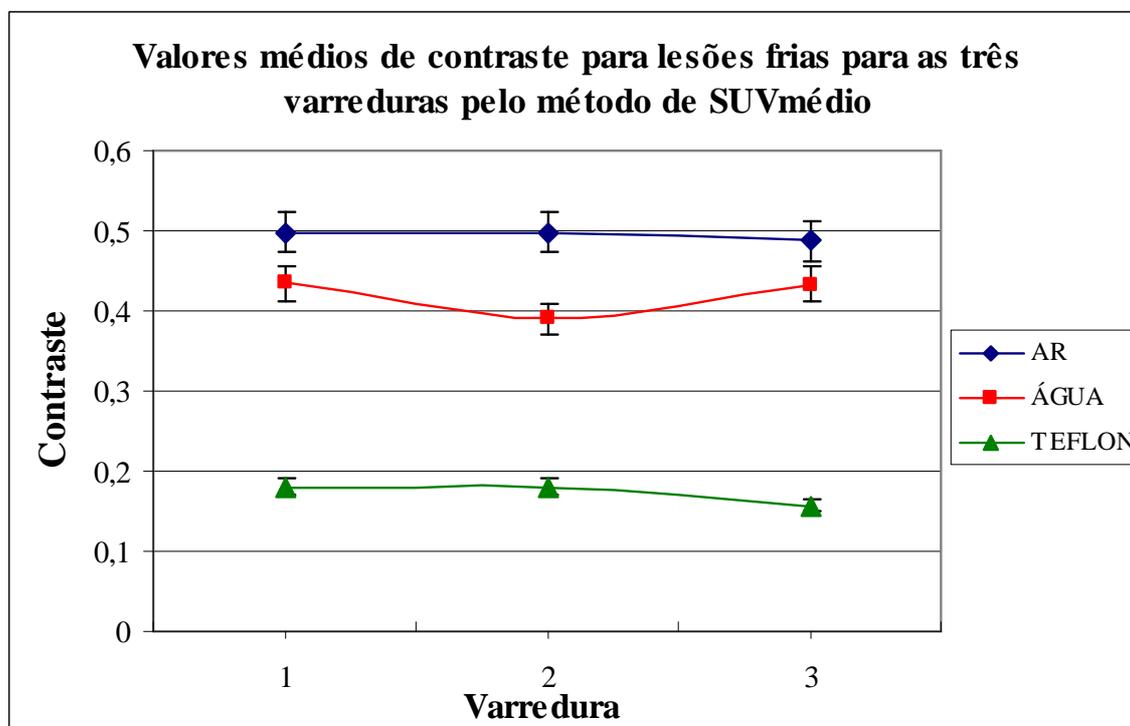


Figura 59: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio , em função do tamanho da região de interesse.

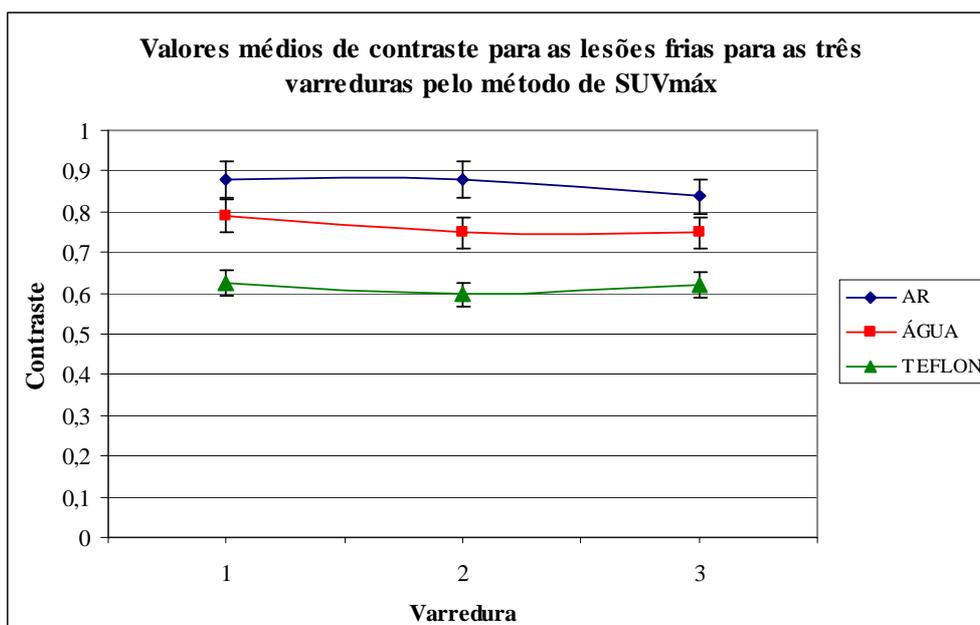


Figura 60: Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx .

Na análise do contraste nas lesões frias, Figuras 59 e 60 acima, verifica-se a influência do aumento da atividade nas lesões quentes com o aumento da razão de 2,4 para 5,5, já que o contraste diminui, não sendo de aproximadamente 100%, mesmo para o método por SUVmáx.

Esse fenômeno, explicado como um derramamento de sinal (radiação) proveniente das lesões quentes sobre as partes frias torna a avaliação difícil. Porém, alerta para cuidados na quantificação e localização na aplicação clínica, onde pode ocorrer uma medida em uma região maior do que a real devido a essa influência ao redor da área de captação.

Tabela 13: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 2	MÉDIA	SD	Tolerância
8	6,043	6,057	6,057	6,052	0,008	0,303
12	6,127	6,123	6,117	6,122	0,005	0,306
16	6,050	6,027	6,023	6,033	0,014	0,302
25	6,080	6,080	6,073	6,078	0,004	0,304

A Tabela 13 apresenta os valores corrigidos de SUV para a razão 5,5:1, modo 2D, pelas médias em função do tamanho da região de interesse, os desvios-padrão (SD)

e a tolerância de 5%, onde se pode observar uma super estimativa para as três varreduras consecutivas.

#### IV.2.2 Medidas em 3D – Razão 5,5:1

São apresentados na Tabela 14, os valores médios de SUV para cada método de medida, os desvios-padrão, contraste, coeficiente de recuperação (CR), recuperação de contraste na lesão quente (CRLQ) e coeficiente de recuperação de contraste (CRC), para o modo 3D.

Tabela 14: Valores médios, desvio padrão (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão 5,5:1, 3D.

Método	Diâmetro ROI (mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUVmédio	8	Média	3,233	0,248	0,379	0,588	0,588
		SD	0,116	0,016	0,025	0,021	0,021
		5%	0,162	0,012	0,019	0,029	0,029
SUVmáx	8	Média	4,300	0,248	0,379	0,588	0,588
		SD	0,173	0,024	0,038	0,032	0,032
		5%	0,215	0,012	0,019	0,029	0,029
SUVmédio	12	Média	3,233	0,296	0,479	0,588	0,757
		SD	0,116	0,033	0,025	0,021	0,021
		5%	0,162	0,015	0,024	0,029	0,038
SUVmáx	12	Média	4,300	0,417	0,638	0,800	0,821
		SD	0,173	0,024	0,038	0,031	0,032
		5%	0,215	0,021	0,032	0,040	0,041
SUVmédio	16	Média	5,033	0,506	0,777	0,915	0,915
		SD	0,116	0,015	0,023	0,021	0,021
		5%	0,252	0,025	0,039	0,046	0,046
SUVmáx	16	Média	7,300	0,844	1,296	1,339	1,339
		SD	0,346	0,089	0,117	0,092	0,092
		5%	0,365	0,042	0,065	0,067	0,067
SUVmédio	25	Média	5,800	0,600	0,941	1,054	1,150
		SD	0,173	0,028	0,040	0,032	0,032
		5%	0,290	0,030	0,047	0,053	0,057
SUVmáx	25	Média	7,667	0,865	1,355	1,394	1,394
		SD	0,231	0,037	0,053	0,042	0,042
		5%	0,383	0,043	0,068	0,070	0,070

Pode-se observar que os valores encontrados para o modo 3D são mais estáveis, porém também não se encontram dentro dos limites de tolerância. As variações também diminuem conforme aumenta o diâmetro da região, indicando o efeito do operador na delimitação das mesmas.

A medida da variabilidade da radiação de fundo, Figura 61, reproduz as medidas realizadas em 2D apresentando, porém, valores menores, ou seja, as imagens são mais uniformes.

Os valores médios das propriedades são demonstrados nos gráficos das figuras 62 e 63, para medidas de SUV<sub>máx</sub> e SUV<sub>médio</sub>, respectivamente.

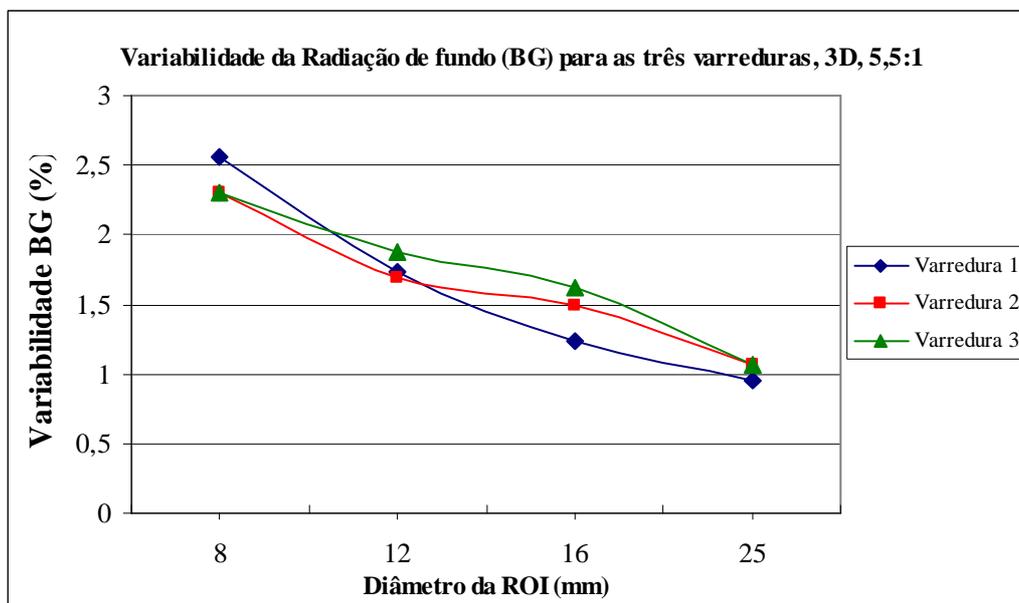


Figura 61: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUV<sub>médio</sub>.

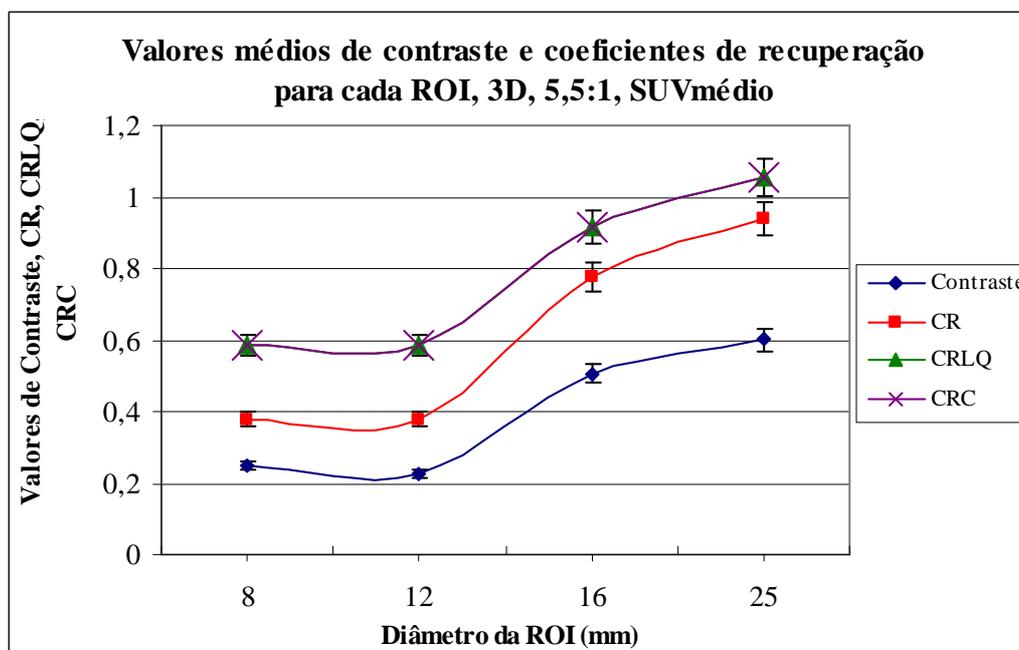


Figura 62: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRLQ, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUV<sub>médio</sub>, em função do tamanho da região de interesse.

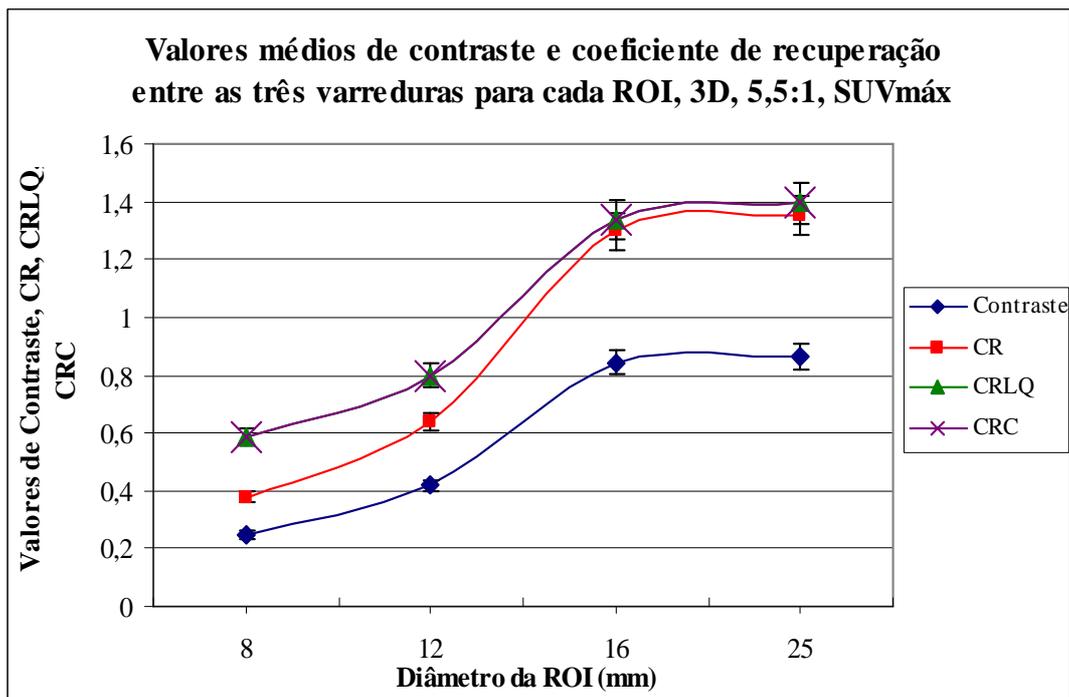


Figura 63: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRLQ, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx , em função do tamanho da região de interesse.

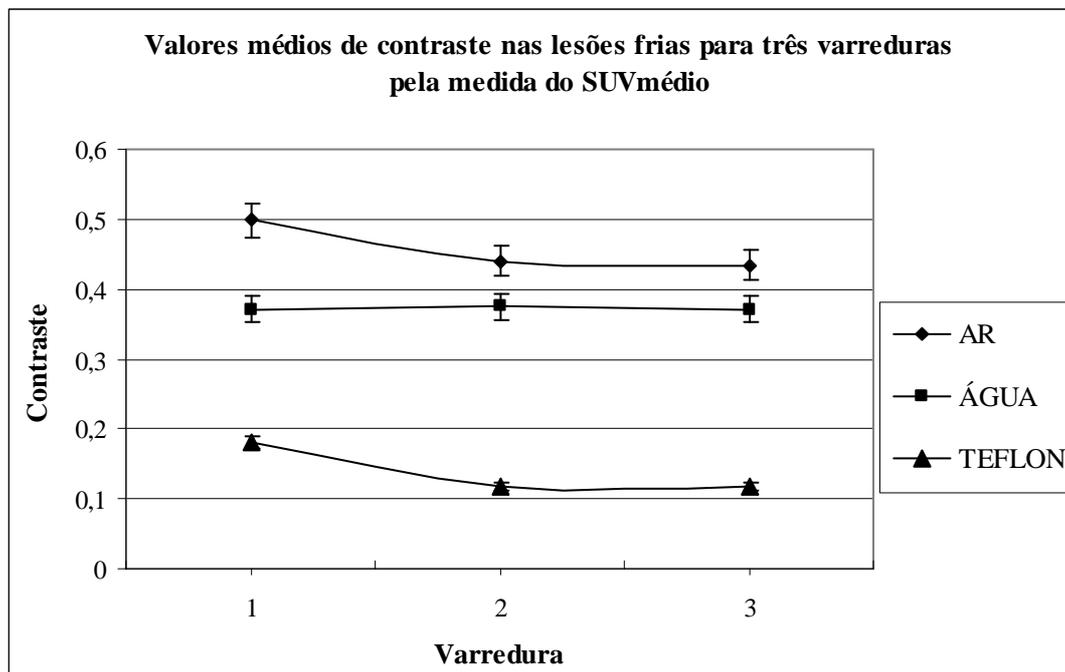


Figura 64: Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio

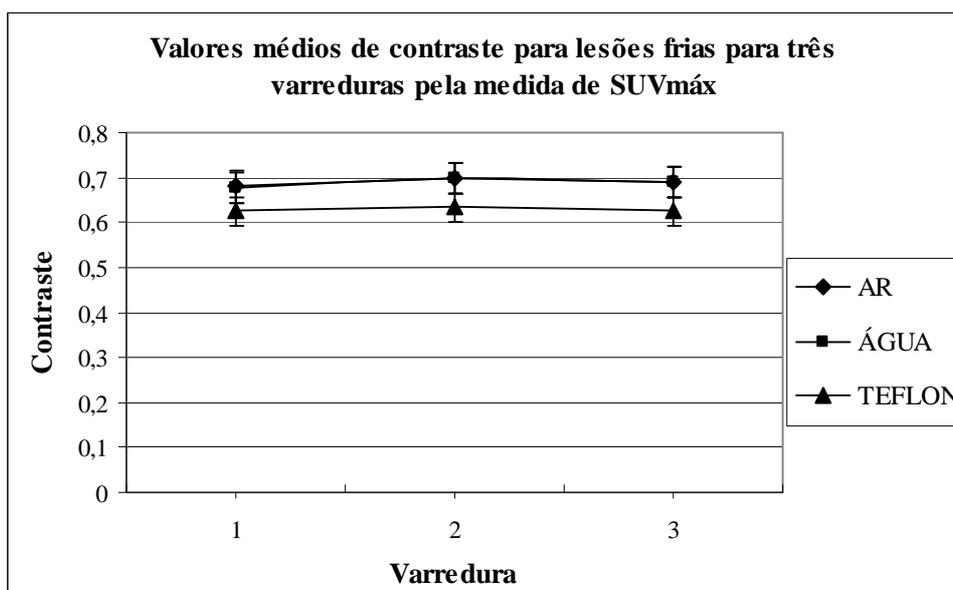


Figura 65: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.

Para os valores de contraste nas lesões frias, Figuras 64 e 65, as medidas são mais uniformes do que no modo 2D, apresentando também redução de valores devido à influência da atividade nas lesões quentes próximas às frias. Além disso, as medidas por SUVmáx se mostram dentro das tolerância de 5% da média, demonstrando melhores resultados.

Os valores de quantificação corrigidos pelo coeficiente de recuperação, Tabela 15, também apresentam uma super estimativa para o modo 3D.

Tabela 15: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 2	MÉDIA	SD	Tolerância
8	6,027	6,033	6,027	6,029	0,004	0,301
12	6,110	6,107	6,110	6,109	0,002	0,305
16	6,043	6,020	6,043	6,036	0,013	0,302
25	6,073	6,055	6,073	6,067	0,011	0,303

#### IV.2.3 Resolução para Razão 5,5:1

Para as medidas de resolução foi aplicado o mesmo método de quantificação nas lesões frias, conforme descrito para o teste 1, através das medidas de SUVmáx nas hastes e SUVmédio na radiação de fundo. Porém, pelo mesmo motivo anterior, as medidas não foram reprodutivas.

Optou-se, portanto, em realizar medidas visuais do corte central, determinando-se o menor diâmetro da haste visível como controle e acompanhamento da resolução espacial, conforme feito para a razão **2,4:1**. A Figura 66 representa as análises visuais do corte central nas hastes, indicando a resolução para as três varreduras.

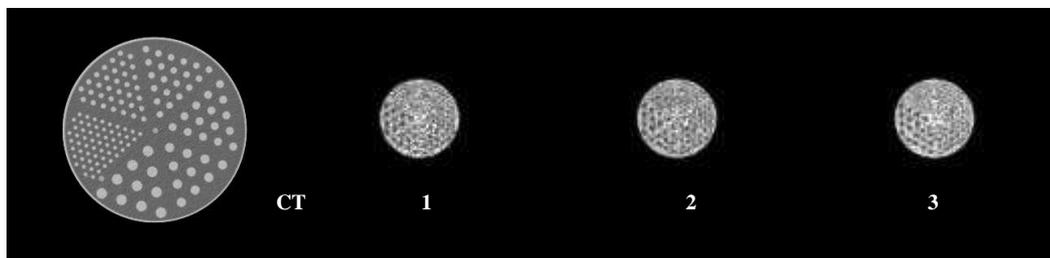


Figura 66: Representação das medidas visuais de resolução espacial através das hastes contidas no simulador demonstradas na imagem da tomografia (CT), para as varreduras 1, 2 e 3, modo 3D.

Pela Tabela 16 se observa que, para os modos de aquisição 2D, a resolução para as três varreduras permanece em 9,5mm, considerada adequada para uma imagem em medicina nuclear; já para o modo 3D, ocorre uma melhora na resolução que se reproduz nas três varreduras como **7,9mm**.

Tabela 16: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão **5,5:1** em função das varreduras.

VARREDURA	MODO	RESOLUÇÃO (mm)
1	2D	9,5
2		9,5
3		9,5
1	3D	7,9
2		7,9
3		7,9

#### IV.2.4 Uniformidade para Razão 5,5:1

Os resultados das medidas de uniformidade para três cortes na porção central do simulador são apresentados na Tabela 17, onde se observa que os valores de uniformidade se encontram dentro da tolerância de 5%.

Tabela 17: Uniformidade para as três varreduras, 2D.

UNIFORMIDADE				
Corte	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	Entre varreduras
36	1,60	1,60	1,60	
37	1,50	1,50	1,70	
38	1,60	1,60	1,60	
MÉDIA	1,567	1,567	1,633	1,589
SD	0,058	0,058	0,058	0,060
Tolerância 5%	0,078	0,078	0,082	0,079

Para o modo 3D, Tabela 18, observa-se que os valores de uniformidade se encontram dentro da tolerância de 5%, apresentando resultados ainda mais uniformes do que para as medidas em modo 2D.

Tabela 18: Uniformidade para as três varreduras, 3D.

UNIFORMIDADE				
Corte	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	Entre varreduras
36	1,6	1,6	1,7	
37	1,6	1,5	1,6	
38	1,6	1,6	1,6	
MÉDIA	1,600	1,567	1,633	1,600
SD	0	0,058	0,058	0,050
Tolerância 5%	0,080	0,078	0,0817	0,080

### IV. 3 – TESTE 3

No terceiro teste, as aquisições foram realizadas nos dois modos 2D e 3D, para três aquisições consecutivas de forma a se determinar se os resultados são precisos e independentes da aquisição. A razão entre as concentrações dos cilindros “quentes” e da radiação de fundo (BG ou corpo do simulador) foi aumentada para **7,98:1**, para estudo da influência dessa razão na qualidade da imagem e na determinação dos coeficientes de recuperação.

### IV.3.1 Medidas em 2D – Razão 7,98:1

Os valores observados não devem diferir em mais do que 5% do valor médio e são apresentados na Tabela 19. São também apresentados os valores médios de SUV para cada método de medida, os desvios-padrão, contraste, coeficiente de recuperação (CR), recuperação de contraste na lesão quente (CRLQ) e coeficiente de recuperação de contraste (CRC).

Tabela 19: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão **7,98:1**, modo 2D.

Método	Diâmetro	Média e desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUVmédio	8	Média	4,733	0,336	0,554	0,592	0,592
		SD	0,116	0,016	0,017	0,014	0,014
		5%	0,237	0,017	0,028	0,030	0,030
SUVmáx	8	Média	7,8333	0,650	0,997	0,980	0,980
		SD	0,362	0,053	0,047	0,048	0,048
		5%	0,392	0,032	0,050	0,049	0,049
SUVmédio	12	Média	7,033	0,623	0,892	0,880	0,880
		SD	0,231	0,030	0,036	0,029	0,029
		5%	0,352	0,031	0,045	0,044	0,044
SUVmáx	12	Média	8,467	0,998	1,097	1,065	1,065
		SD	0,402	0,044	0,049	0,058	0,058
		5%	0,423	0,050	0,055	0,066	0,053
SUVmédio	16	Média	9,433	0,869	1,233	1,181	1,181
		SD	0,424	0,016	0,034	0,016	0,016
		5%	0,472	0,044	0,062	0,059	0,059
SUVmáx	16	Média	14,033	1,364	1,891	1,756	1,756
		SD	0,656	0,031	0,082	0,032	0,032
		5%	0,702	0,068	0,095	0,088	0,088
SUVmédio	25	Média	10,667	0,945	1,325	1,335	1,335
		SD	0,501	0,047	0,021	0,058	0,058
		5%	0,533	0,047	0,066	0,067	0,067
SUVmáx	25	Média	15,467	1,441	2,017	1,785	1,785
		SD	0,462	0,070	0,055	0,011	0,011
		5%	0,773	0,072	0,101	0,089	0,089

Observa-se que à medida que o diâmetro da região de interesse aumenta, os valores das propriedades se encontram dentro da tolerância.

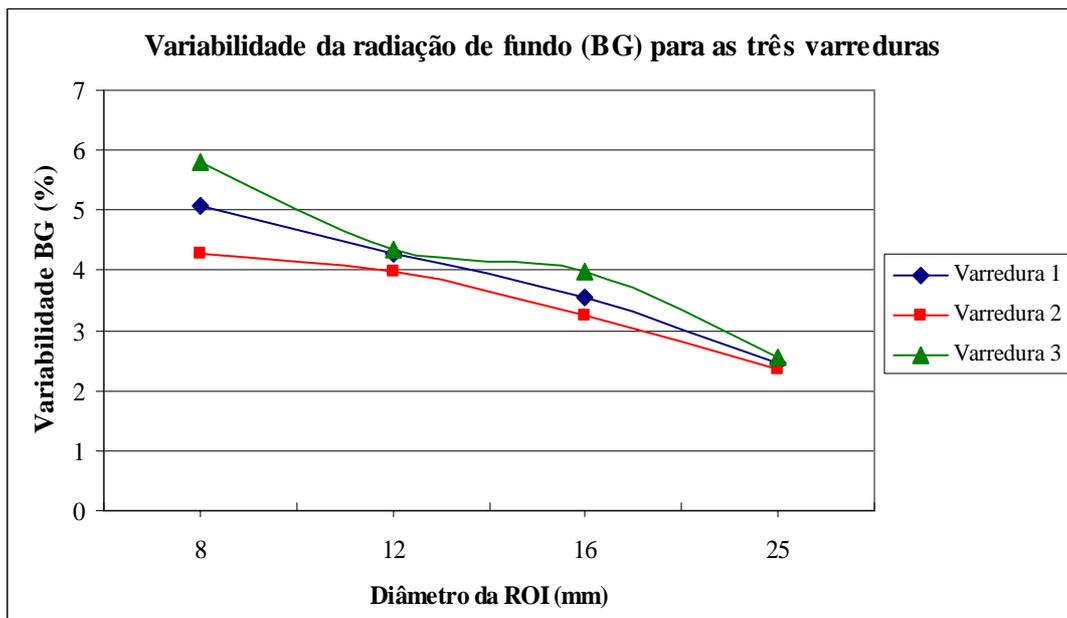


Figura 67: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos por SUVmédio.

A Figura 67 representa os valores de variabilidade da radiação de fundo para as três varreduras, demonstrando a dependência do tamanho da região de interesse.

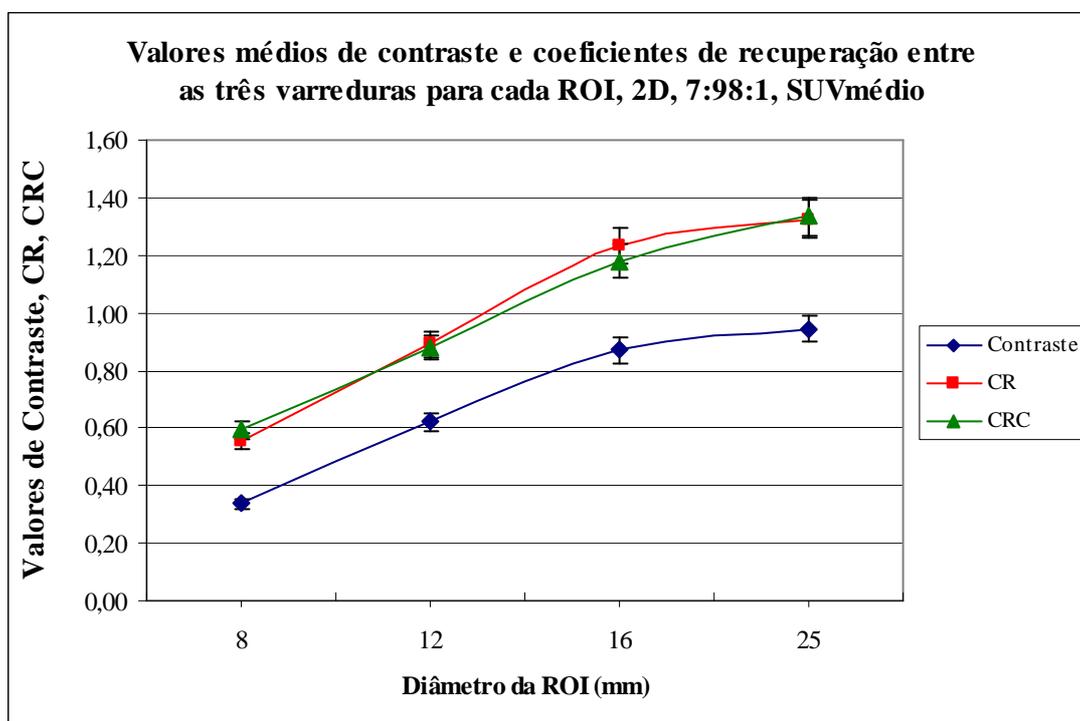


Figura 68: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.

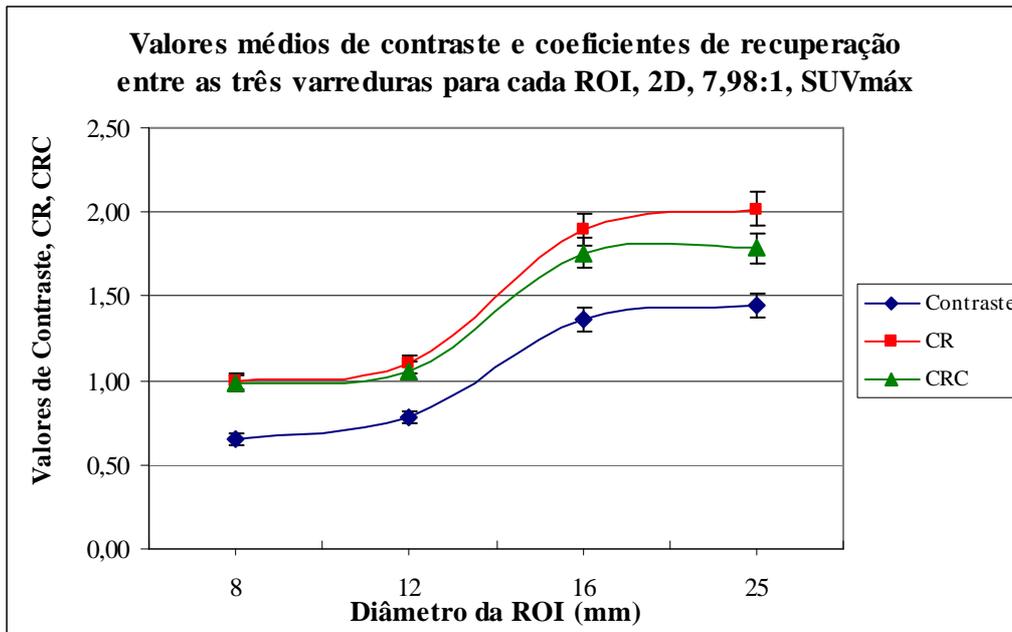


Figura 69 Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx, em função do tamanho da região de interesse.

Nas Figuras 68 e 69 são representados os resultados das médias dos valores de contraste e coeficientes de recuperação, onde se observa que as medidas de contraste para SUVmédio se aproximam da unidade, sendo porém, super estimado para as medidas de SUVmáx, a partir de um diâmetro aproximado de 14 mm de lesão.

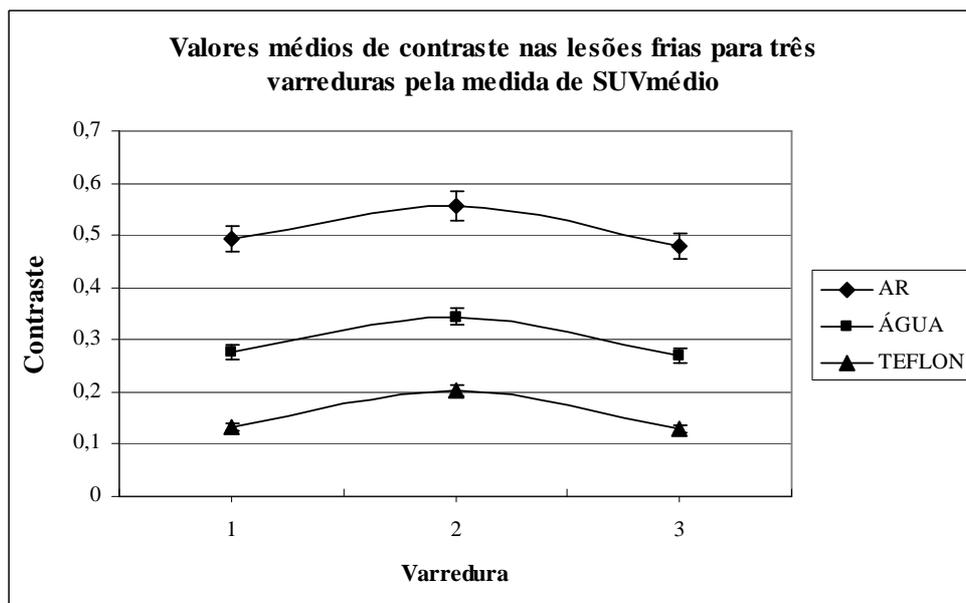


Figura 70: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio.

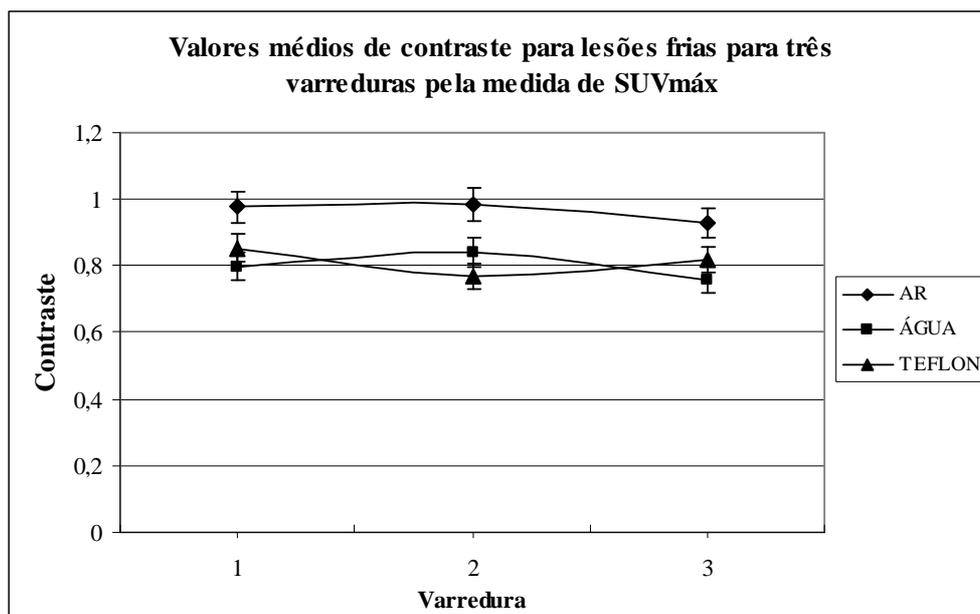


Figura 71: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.

Na análise das lesões frias, verifica-se que as medidas não atendem a tolerância de 5% representada como barras na Figura 70. As medidas por SUVmáx mostram uma melhora no contraste, Figura 71.

As correções realizadas pelo coeficiente de recuperação apresentam os valores representados na Tabela 20, observando-se que ocorrem variações na quantificação por esse fator, menores do que para a razão 5,5.

Tabela 20: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	MÉDIA	SD	Tolerância
8	7,625	7,613	7,673	7,637	0,032	0,382
12	7,788	7,781	7,786	7,785	0,004	0,389
16	7,999	7,985	7,994	7,993	0,007	0,400
25	8,379	8,399	8,419	8,399	0,020	0,420

#### IV.3.2 Medidas em 3D – Razão 7,98:1

São apresentados na Tabela 21 os valores médios de SUV para cada método de medida, SUV máximo e médio, os desvios-padrão, contraste, coeficiente de recuperação (CR), recuperação de contraste na lesão quente (CRLQ) e coeficiente de recuperação de contraste (CRC).

Tabela 21: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUV<sub>médio</sub> e SUV<sub>máx</sub>, para razão **7,98:1**, modo 3D.

Método	Diâmetro da ROI (mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUV <sub>médio</sub>	8	Média	4,367	0,298	0,501	0,547	0,546
		SD	0,116	0,018	0,019	0,014	0,014
		5%	0,218	0,015	0,025	0,027	0,027
SUV <sub>máx</sub>	8	Média	6,767	0,541	0,845	0,847	0,847
		SD	0,116	0,011	0,016	0,014	0,014
		5%	0,338	0,027	0,042	0,042	0,042
SUV <sub>médio</sub>	12	Média	7,767	0,648	0,989	0,972	0,972
		SD	0,404	0,042	0,058	0,051	0,051
		5%	0,388	0,032	0,049	0,049	0,049
SUV <sub>máx</sub>	12	Média	8,933	0,767	1,156	1,118	1,118
		SD	0,153	0,011	0,021	0,019	0,019
		5%	0,447	0,038	0,058	0,056	0,056
SUV <sub>médio</sub>	16	Média	8,400	0,697	1,077	1,051	1,051
		SD	0,361	0,045	0,053	0,045	0,045
		5%	0,420	0,035	0,054	0,053	0,053
SUV <sub>máx</sub>	16	Média	12,800	1,137	1,706	1,602	1,602
		SD	0,346	0,049	0,051	0,043	0,043
		5%	0,640	0,057	0,085	0,080	0,080
SUV <sub>médio</sub>	25	Média	10,400	0,894	1,283	1,302	1,302
		SD	0,100	0,014	0,015	0,013	0,012
		5%	0,520	0,045	0,064	0,065	0,065
SUV <sub>máx</sub>	25	Média	14,267	1,280	1,836	1,784	1,784
		SD	0,208	0,021	0,030	0,027	0,027
		5%	0,713	0,064	0,092	0,089	0,089

Para a aquisição no modo 3D, há uma melhora na quantificação e, conseqüentemente, nos valores obtidos entre as três varreduras, praticamente todos dentro da tolerância, mesmo para os menores diâmetros de 8 e 12 mm.

A variabilidade da radiação de fundo entre as três varreduras apresentou-se um pouco menor para essa razão, conservando, porém, o efeito do tamanho da ROI (mm), conforme Figura 72.

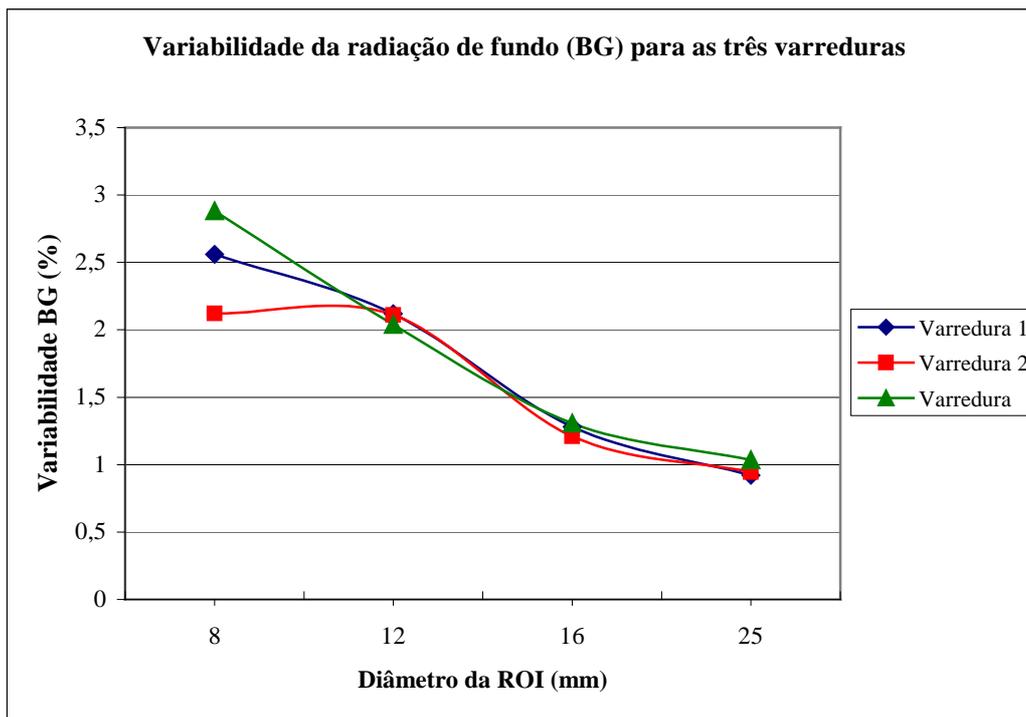


Figura 72: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.

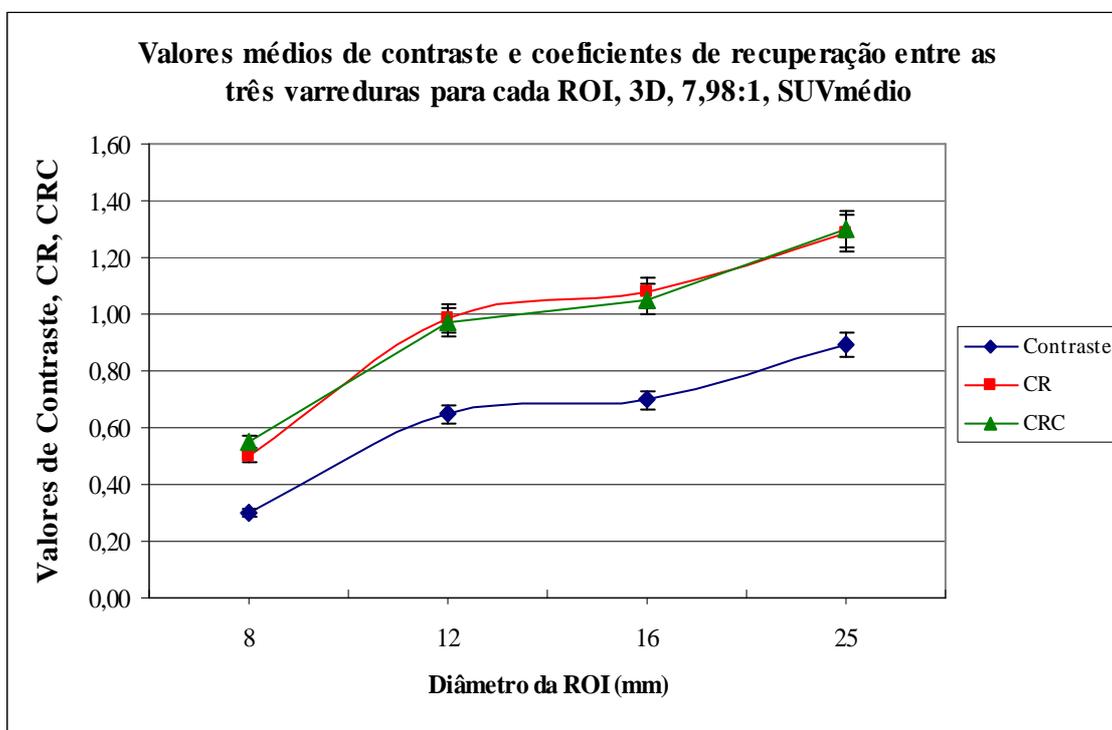


Figura 73: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.

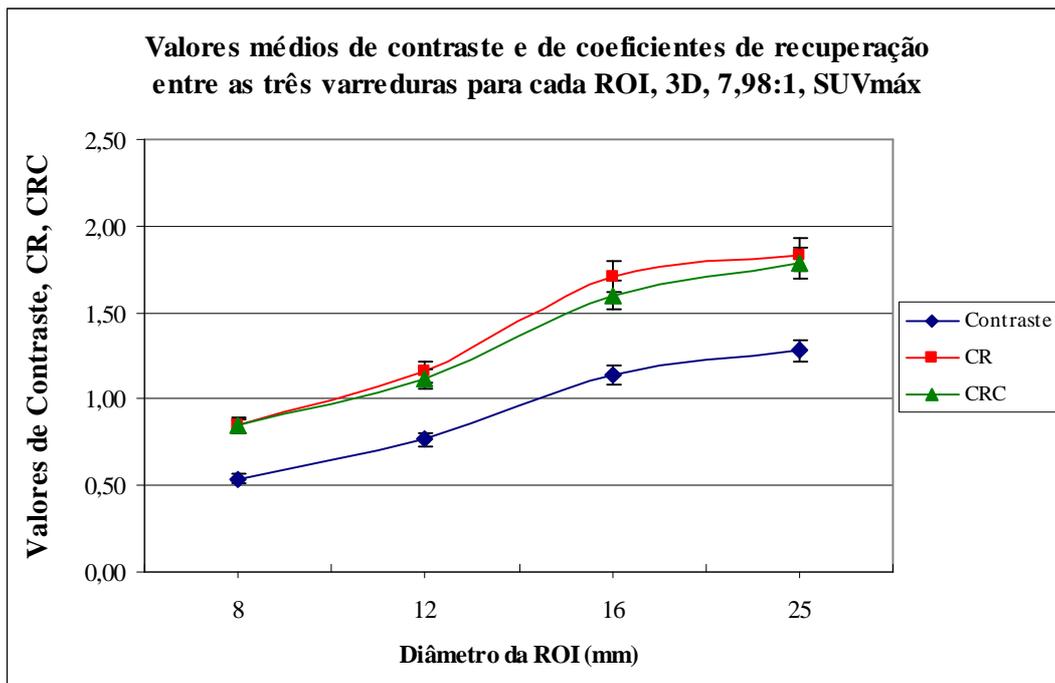


Figura 74: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx, em função do tamanho da região de interesse.

As Figuras 73 e 74 demonstram o comportamento do contraste e dos coeficientes de recuperação, onde se pode observar a mesma tendência à menor variação para um diâmetro de lesão a partir de aproximadamente 14 mm.

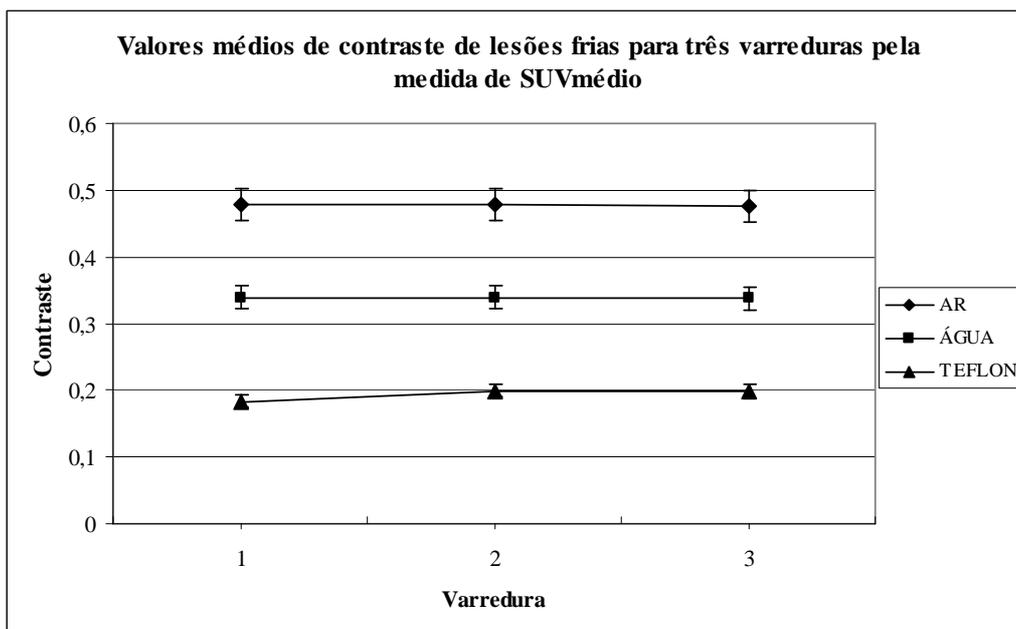


Figura 75: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio.

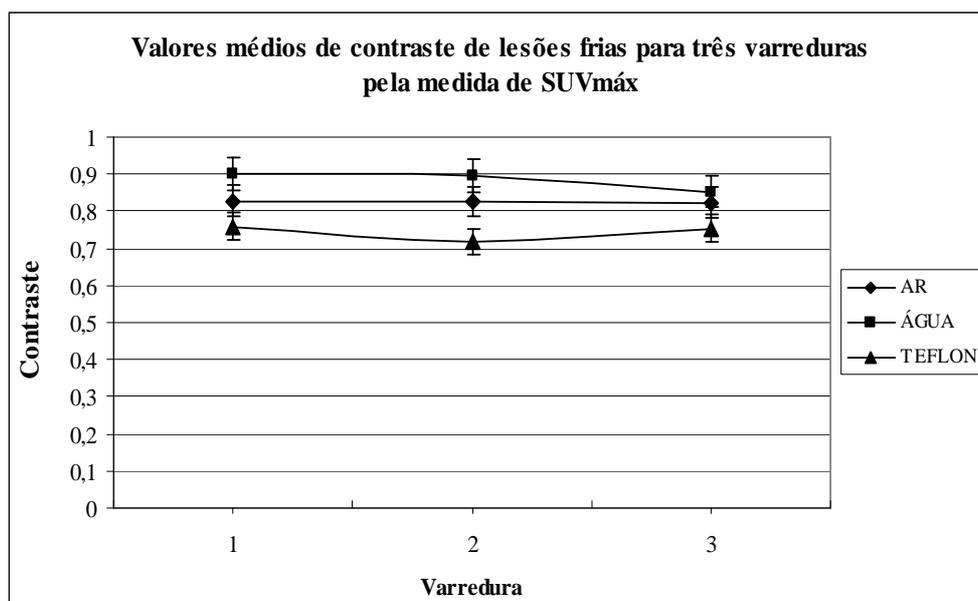


Figura 76: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.

A análise de contraste nas lesões frias, Figuras 75 e 76, mostram resultados semelhantes à razão anterior, de 5,5:1, com valores melhores para SUVmáx. As maiores variações são observadas para a água e para o teflon, simulador de tecido ósseo no corpo, onde se pode notar maior perda de contraste.

A Tabela 22 apresenta as quantificações efetuadas pelos CR, mostrando que, apesar das medidas por CR se apresentarem reprodutíveis entre as varreduras, os valores encontrados variam em relação ao desejado, 7:98.

Tabela 22: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de modo 3D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	MÉDIA	SD	Tolerância
8	7,540	7,558	7,528	7,542	0,015	0,377
12	7,857	7,901	7,871	7,876	0,023	0,394
16	8,026	8,024	7,868	7,973	0,091	0,399
25	8,419	8,423	8,239	8,360	0,105	0,418

### IV.3.3 Resolução para Razão 7,98:1

Na Tabela 23 são demonstrados os resultados para a resolução espacial utilizando a avaliação visual das hastes da parte inferior do simulador. Os resultados permanecem inalterados para a relação **7,98:1**, como no teste anterior, tanto para o modo 2D quanto para o 3D

Tabela 23: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão **7,98:1** em função das varreduras.

VARREDURA	MODO	RESOLUÇÃO (mm)
1	2D	9,5
2		9,5
3		9,5
1	3D	7,9
2		7,9
3		7,9

### IV.3.4 Uniformidade para Razão 7,98:1

As medidas de uniformidade, realizadas em três cortes em cada uma das três varreduras da porção central do simulador, são apresentadas na Tabela 24, onde se observa que os valores de uniformidade se encontram dentro da tolerância de 5%, indicando uniformidade entre as varreduras. Na análise individual, todas as varreduras encontram-se dentro dos limites de tolerância.

Tabela 24: Uniformidade para as três varreduras, 2D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	1,50	1,50	1,50	
37	1,50	1,40	1,40	
38	1,40	1,40	1,50	
MÉDIA	1,467	1,433	1,467	1,456
SD	0,058	0,058	0,058	0,053
Tolerância 5%	0,073	0,072	0,072	0,073

Tabela 25: Uniformidade para as três varreduras, 3D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	1,40	1,40	1,50	
37	1,40	1,40	1,30	
38	1,40	1,40	1,50	
MÉDIA	1,400	1,400	1,433	1,411
SD	0	0	0,116	0,060
Tolerância 5%	0,070	0,070	0,072	0,071

Para a uniformidade em modo 3D, pode-se observar pelos resultados apresentados na Tabela 25, que todos se encontram dentro do limite de tolerância, em cada varredura e entre as três aquisições simultâneas, mostrando uma imagem uniforme.

#### IV. 4 – TESTE 4

No quarto e último teste, as aquisições foram realizadas nos dois modos 2D e 3D, para três varreduras consecutivas de forma a se determinar se os resultados são precisos e independentes. A razão entre as concentrações dos cilindros “quentes” e da radiação de fundo (BG ou corpo do simulador) foi aumentada para **10,55:1**, para estudo da influência da razão na qualidade da imagem e na determinação do coeficiente de recuperação.

##### IV.4.1 Medidas em 2D – Razão 10,55:1

Os resultados abaixo foram obtidos para três varreduras consecutivas onde os valores não devem diferir em mais do que 5%, representadas na Tabela 26.

Tabela 26: Valores médios, desvio padrão (SD) e tolerância (5%) das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUVmédio e SUVmáx, para razão **10,55:1**, modo 2D.

Método	Diâmetro da ROI(mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUVmédio	8	Média	6,767	0,280	0,512	0,641	0,641
		SD	0,153	0,003	0,013	0,014	0,014
		5%	0,338	0,014	0,026	0,032	0,032
SUVmáx	8	Média	9,867	0,456	1,203	0,935	0,935
		SD	0,586	0,038	0,084	0,056	0,056
		5%	0,493	0,023	0,060	0,047	0,047
SUVmédio	12	Média	10,233	0,480	0,876	0,970	0,970
		SD	0,379	0,027	0,074	0,072	0,072
		5%	0,512	0,024	0,044	0,048	0,048
SUVmáx	12	Média	14,967	0,751	1,372	1,419	1,419
		SD	0,252	0,051	0,058	0,048	0,048
		5%	0,748	0,038	0,069	0,071	0,071
SUVmédio	16	Média	15,067	0,760	1,383	1,428	1,428
		SD	0,153	0,026	0,034	0,029	0,029
		5%	0,753	0,038	0,069	0,071	0,071
SUVmáx	16	Média	16,933	0,867	1,579	1,605	1,605
		SD	0,208	0,013	0,042	0,039	0,039
		5%	0,847	0,043	0,079	0,080	0,080
SUVmédio	25	Média	15,433	0,784	1,424	1,463	1,463
		SD	0,252	0,029	0,052	0,048	0,048
		5%	0,772	0,039	0,071	0,073	0,073
SUVmáx	25	Média	17,033	0,876	1,591	1,614	1,614
		SD	0,058	0,009	0,016	0,011	0,011
		5%	0,852	0,044	0,080	0,081	0,081

Na razão de **10,55:1** os valores encontrados para SUV, contraste e coeficientes de recuperação estão dentro da tolerância de 5% a partir do diâmetro de 16mm, Tabela 26, sendo que alguns valores de 12mm para SUVmáx também são reprodutíveis. Mais uma vez, os dados mostram que existe uma sensível melhora na quantificação a partir de lesões de 12 mm, onde ainda algumas propriedades não são reprodutíveis, como o contraste para SUVmáx. Após esse diâmetro, todas as medidas encontram-se dentro da tolerância.

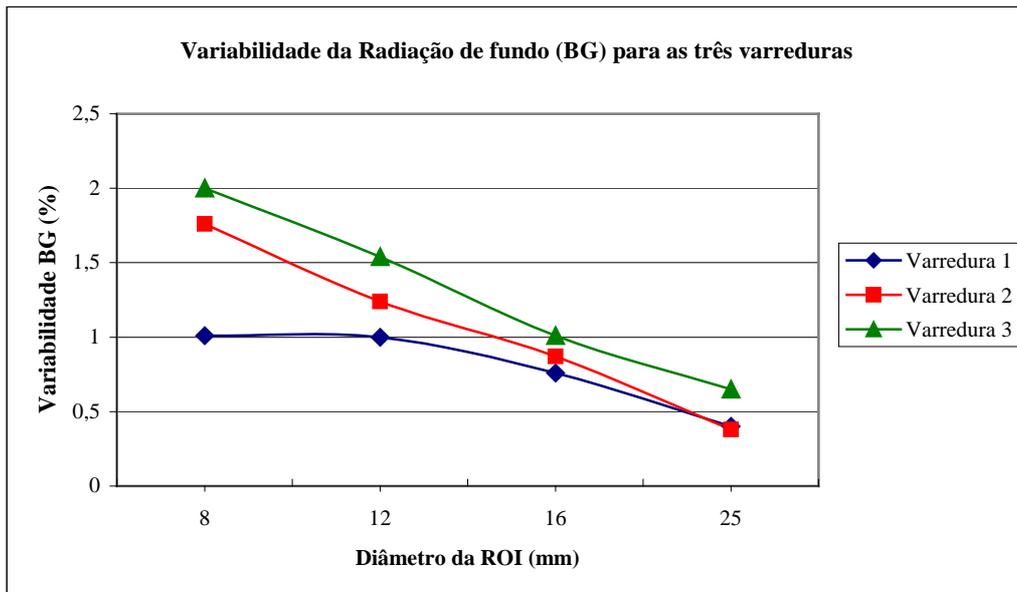


Figura 77: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.

Na análise da variabilidade da radiação de fundo entre as diferentes varreduras, Figura 77, pode-se verificar um aumento nessa medida para a razão 10,55:1, atribuída ao mesmo fenômeno de influência das lesões quentes nas medidas realizadas no corpo do simulador, principalmente para as lesões de menores diâmetros.

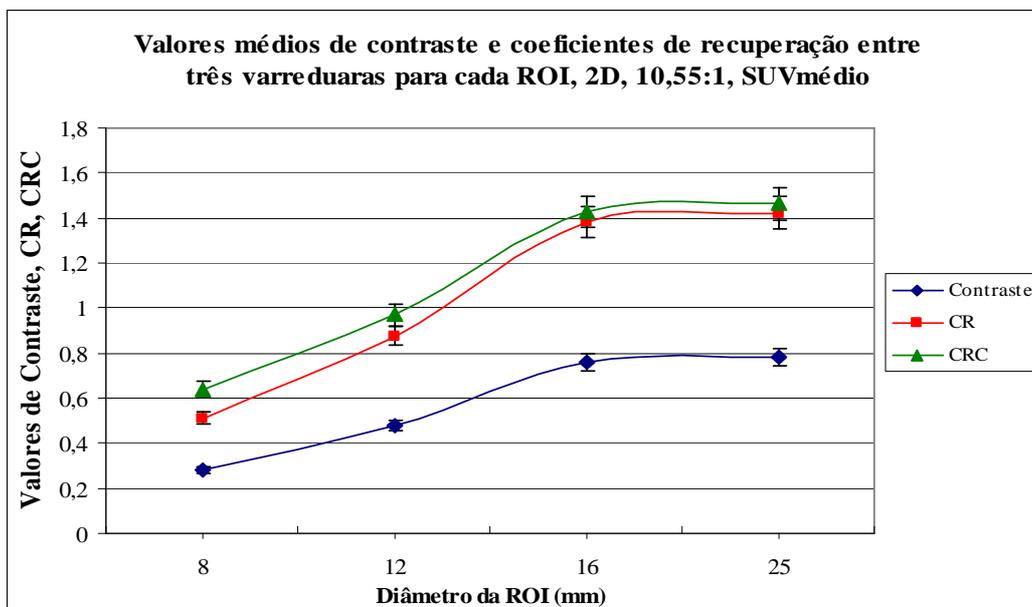


Figura 78: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.

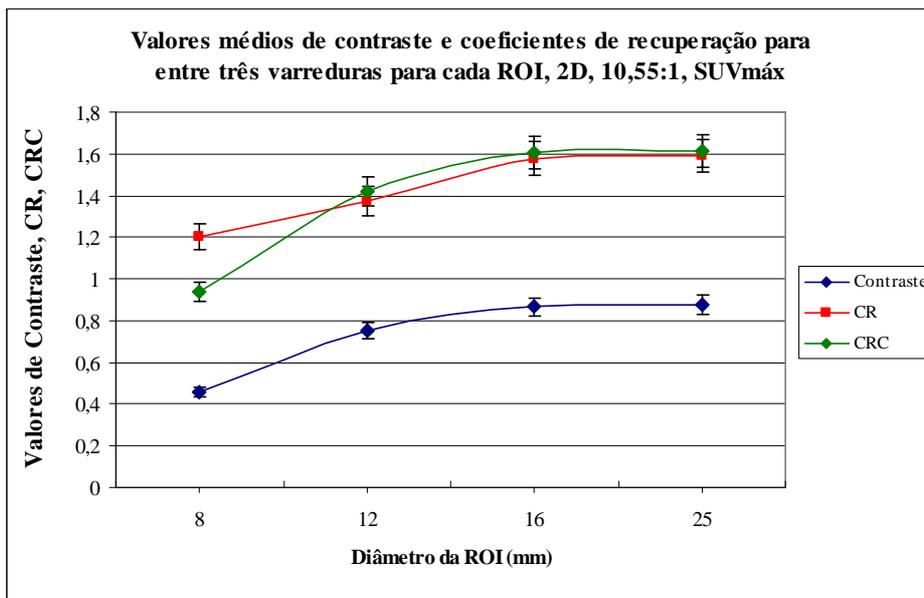


Figura 79: Valores médios de Contraste e Coeficientes de Recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx, em função do tamanho da região de interesse.

Para as medidas de contraste nessa razão, Figura 78 e 79, se pode observar a mesma inflexão nas curvas para diâmetros em torno de 14 mm. Porém, para as medidas acima desse valor, os resultados de coeficientes de recuperação chegam a quase duas vezes os valores reais utilizados no simulador, o que torna a quantificação superestimada nessa faixa de captação.

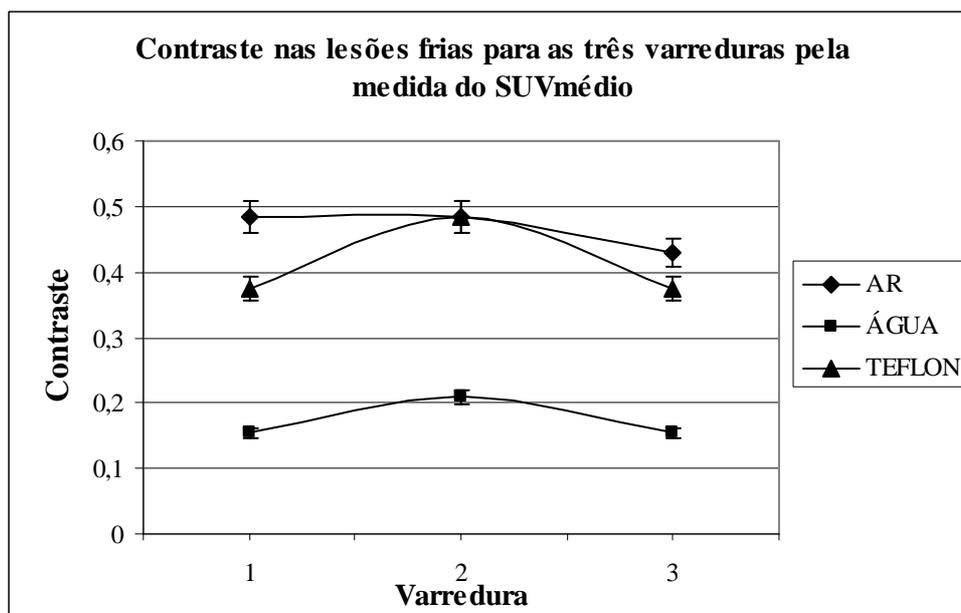


Figura 80: Valores médios de Contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio

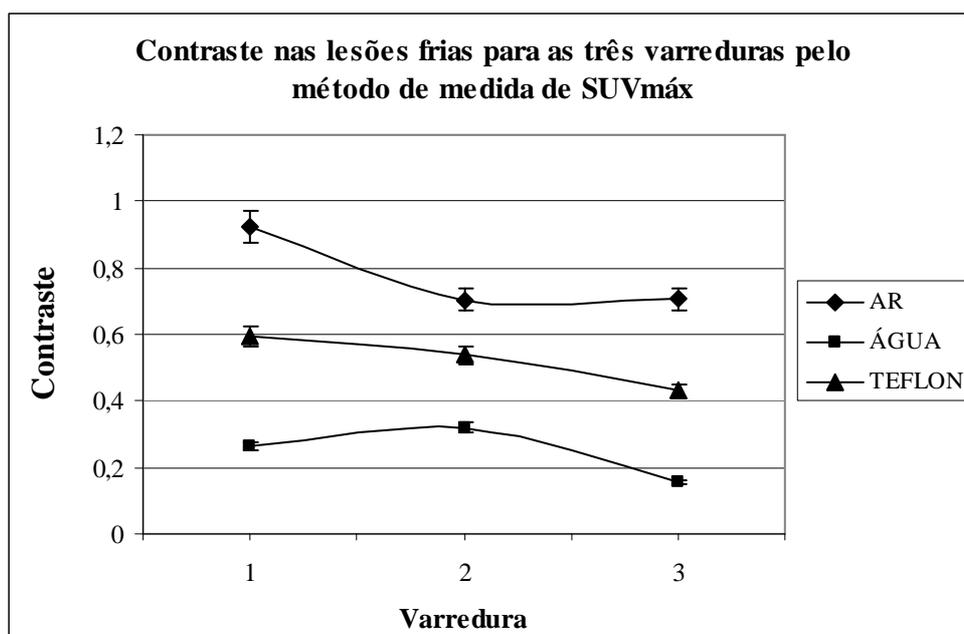


Figura 81: Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.

Para as medidas nas lesões frias pelo SUVmédio, Figura 80, os valores se apresentam bem abaixo dos obtidos para a relação 7,98:1, atribuído à forte influência das lesões quentes. Além disso, as varreduras apresentaram valores distintos, não havendo reprodutividade no teste. Para as medidas realizadas por SUVmáx, Figura 81, estas se apresentam também bastante variáveis, devendo-se ressaltar que as medidas no teflon (osso) apresentam piores resultados

Tabela 27: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	MÉDIA	SD	Tolerância
8	10,726	10,737	10,679	10,714	0,031	0,536
12	11,426	11,427	11,380	11,411	0,027	0,570
16	11,400	11,404	11,385	11,400	0,010	0,570
25	11,391	11,391	11,367	11,383	0,014	0,569

Para a razão 10,55:1, Tabela 27, pode-se notar um aumento no erro de correção da quantificação pelo CR em relação ao valor esperado de 10,55, confirmado nas três varreduras, conforme Tabela 27.

#### IV.4.2 Medidas em 3D – Razão 10,55:1

A Tabela 28 apresenta os resultados para a razão entre a atividade nas lesões quentes pela atividade de radiação de fundo de **10,55:1**

Tabela 28: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida de SUV<sub>médio</sub> e SUV<sub>máx</sub>, para razão **10,55:1**, modo 3D.

Método	Diâmetro da ROI (mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRLQ	CRC
SUV <sub>médio</sub>	8	Média	9,533	0,431	0,800	0,989	0,989
		SD	0,252	0,014	0,026	0,129	0,129
		5%	0,477	0,022	0,040	0,049	0,049
SUV <sub>máx</sub>	8	Média	11,767	0,556	1,176	1,115	1,115
		SD	0,252	0,014	0,222	0,024	0,024
		5%	0,588	0,028	0,059	0,056	0,056
SUV <sub>médio</sub>	12	Média	12,467	0,602	1,110	1,182	1,182
		SD	0,451	0,026	0,049	0,043	0,043
		5%	0,623	0,030	0,056	0,059	0,059
SUV <sub>máx</sub>	12	Média	16,500	0,831	1,531	1,564	1,564
		SD	0	0	0	0	0
		5%	0,825	0,042	0,077	0,078	0,078
SUV <sub>médio</sub>	16	Média	16,933	0,864	1,578	1,605	1,605
		SD	0,231	0,013	0,024	0,022	0,022
		5%	0,847	0,043	0,079	0,080	0,080
SUV <sub>máx</sub>	16	Média	17,500	0,897	1,638	1,659	1,659
		SD	0	0	0	0	0
		5%	0,847	0,043	0,079	0,080	0,080
SUV <sub>médio</sub>	25	Média	17,933	0,927	1,749	1,699	1,699
		SD	0,231	0,013	0,136	0,020	0,020
		5%	0,897	0,046	0,087	0,085	0,085
SUV <sub>máx</sub>	25	Média	19,767	1,032	1,876	1,872	1,872
		SD	0,252	0,014	0,026	0,027	0,027
		5%	0,988	0,052	0,094	0,094	0,094

Para o modo 3D, os valores encontrados para SUV, contraste e coeficientes de recuperação considerando as três varreduras estão dentro da tolerância de 5% a partir do diâmetro de 12 mm. Mais uma vez, os dados mostram que existe uma sensível melhora na quantificação a partir de lesões de 12 mm. Após esse diâmetro, todas as medidas encontram-se dentro da tolerância.

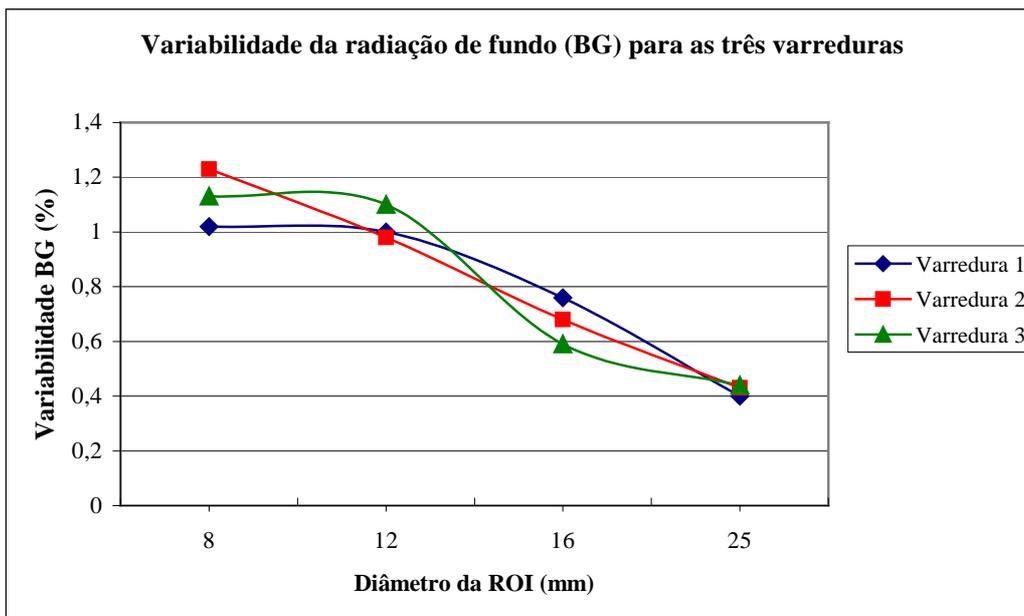


Figura 82: Comparação entre os resultados da Variabilidade da radiação de fundo (BG) encontrada para três varreduras consecutivas, medidos pelo SUVmédio.

Na análise da variabilidade da radiação de fundo, Figura 82, pode-se verificar o aumento nessa medida para a razão 10,55:1, atribuída ao mesmo fenômeno de influência das lesões quentes nas medidas realizadas no corpo do simulador, porém, em menor proporção do que para o modo 2D.

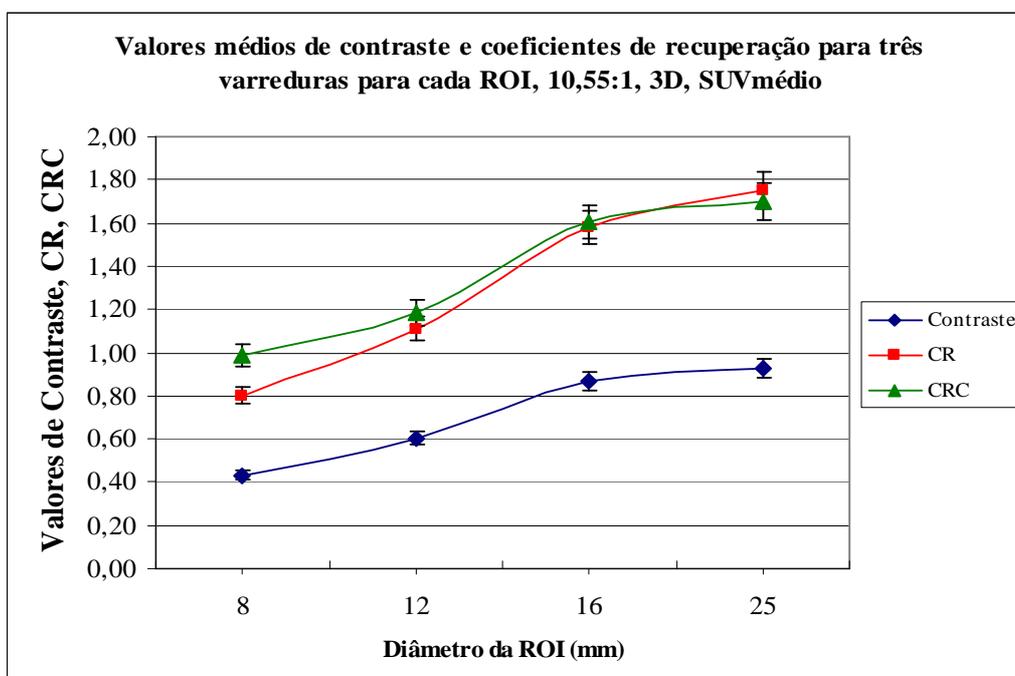


Figura 83: Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio, em função do tamanho da região de interesse.

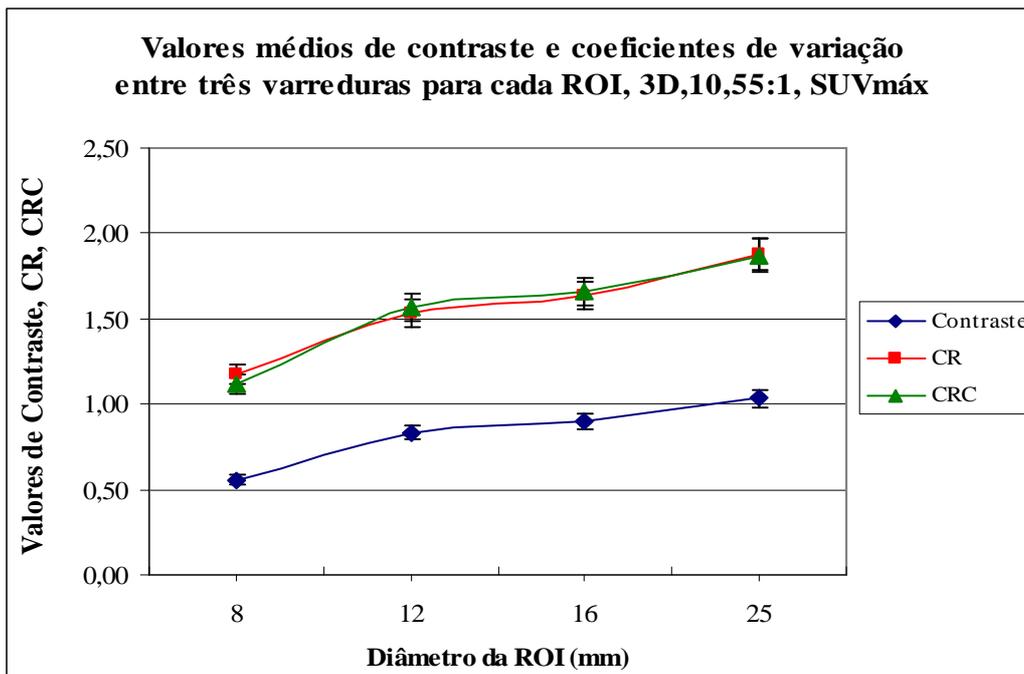


Figura 84: Valores médios de contraste e coeficientes de recuperação (CR, CRC) encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx, em função do tamanho da região de interesse.

Para as medidas de contraste em 3D, Figura 83 e 84, pode-se verificar a mesma inflexão nas curvas para diâmetros em torno de 14 mm. Porém, para todas as medidas os resultados de coeficientes de recuperação também chegam a valores de até duas vezes as atividades reais utilizadas no simulador, o que torna a quantificação super estimada nessa faixa de captação, mesmo em 3D.

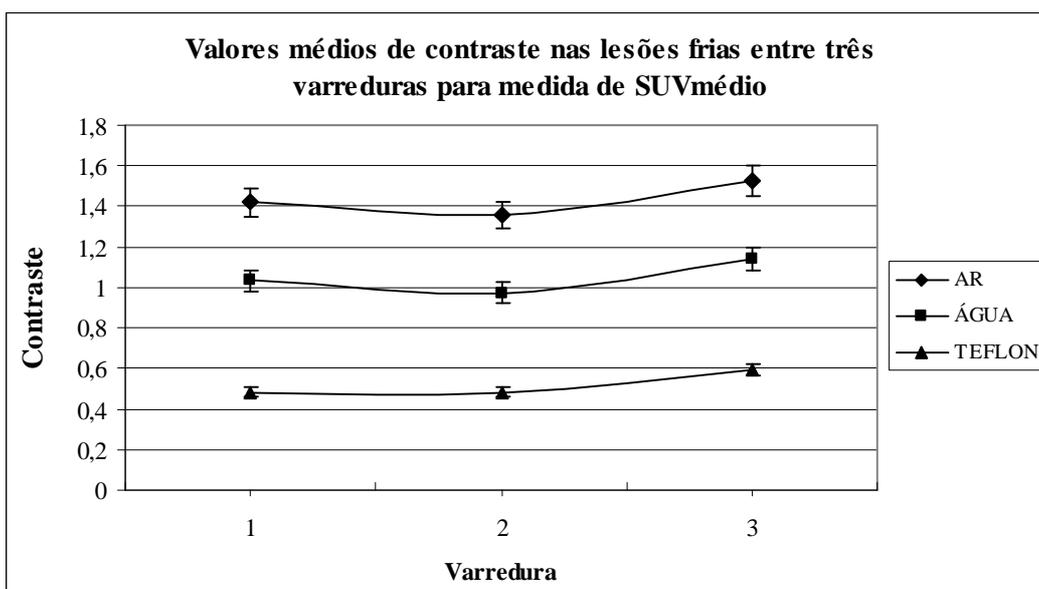


Figura 85: Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmédio.

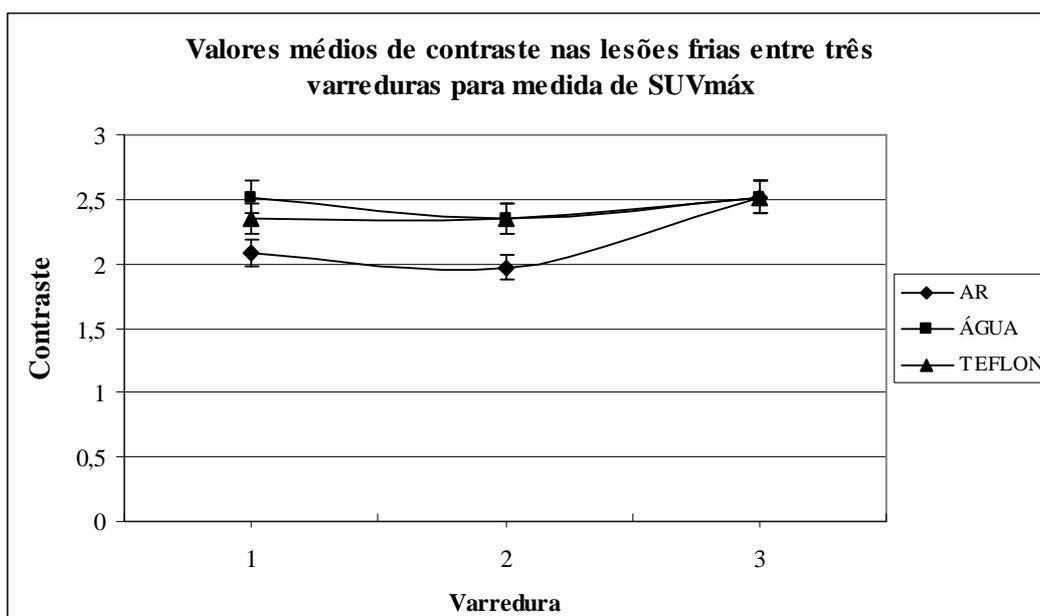


Figura 86: Valores médios de contraste nas lesões frias encontrados para as três varreduras consecutivas, por método de análise de SUVmáx.

Para as medidas de contraste nas lesões frias, Figuras 85 e 86, há também uma super estimativa, mesmo para medidas por SUVmédio, indicando a influência das lesões quentes nas medidas realizadas para essa razão.

Tabela 29: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 3D.

Diâmetro (mm)	SUV corrigido/CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 3	MÉDIA	SD	Tolerância
8	10,730	11,447	11,447	10,406	0,414	0,520
12	11,420	11,420	11,420	11,565	0	0,578
16	11,400	12,000	11,400	12,700	0,346	0,635
25	11,388	11,388	11,144	14,730	0,141	0,737

Para a razão 10,55:1, também no modo 3D, Tabela 29, pode-se notar um aumento no erro de correção da quantificação pelo CR em relação ao valor esperado, confirmado nas três varreduras.

#### IV.4.3 Resolução para Razão 10,55:1

A Tabela 30 apresenta os valores encontrados para as medidas de resolução nos modos 2D e 3D. Deve-se observar que o aumento da razão entre as atividades não leva a uma melhora na resolução do equipamento.

Tabela 30: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão **10,55:1** em função da varredura.

VARREDURA	MODO	RESOLUÇÃO (mm)
1	2D	9,5
2		9,5
3		9,5
1	3D	7,9
2		7,9
3		7,9

#### IV.4.4 Uniformidade para Razão 10,55:1

A análise de uniformidade, Tabela 31, indica que todos os valores se encontram fora do limite de tolerância de 5% para o modo 2D.

Tabela 31: Uniformidade para as três varreduras, modo 2D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	1,60	1,80	1,60	
37	1,70	1,50	1,70	
38	1,80	1,70	1,80	
MÉDIA	1,700	1,700	1,700	1,700
SD	0,100	0,173	0,100	0,112
Tolerância 5%	0,085	0,085	0,085	0,085

Tabela 32: Uniformidade para as três varreduras, modo 3D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	1,60	1,80	1,80	
37	1,70	1,80	1,70	
38	1,80	1,80	1,80	
MÉDIA	1,700	1,800	1,767	1,756
SD	0,100	0	0,058	0,073
Tolerância 5%	0,085	0,090	0,088	0,088

Para o modo 3D, Tabela 32, observa-se que na varredura 1 a uniformidade apresenta valores fora do limite de tolerância de 5% ; já para as varreduras 2 e 3, os valores encontrados demonstram boa uniformidade sendo que, para as três em conjunto, a análise demonstra que se encontram dentro dos limites de tolerância.

#### IV. 5. Comparação entre as razões atividade na lesão para atividade no BG.

São apresentados a seguir os resultados dos quatro testes com razões distintas de *atividade na lesão: atividade no BG*, para os dois métodos de quantificação por SUVmédio e por SUVmáx. As propriedades da imagem, contraste, coeficiente de recuperação e coeficiente de recuperação de contraste são demonstradas em cada figura em função do diâmetro das regiões de interesse estudadas.

##### IV. 5. 1 Comparação dos resultados para modo 2D.

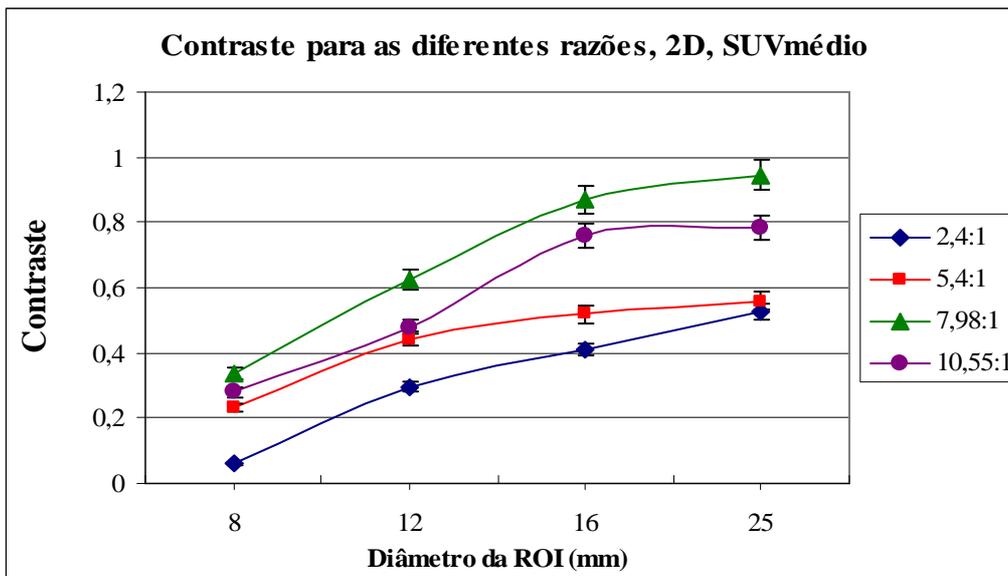


Figura 87: Valores médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medição de SUVmédio, modo 2D.

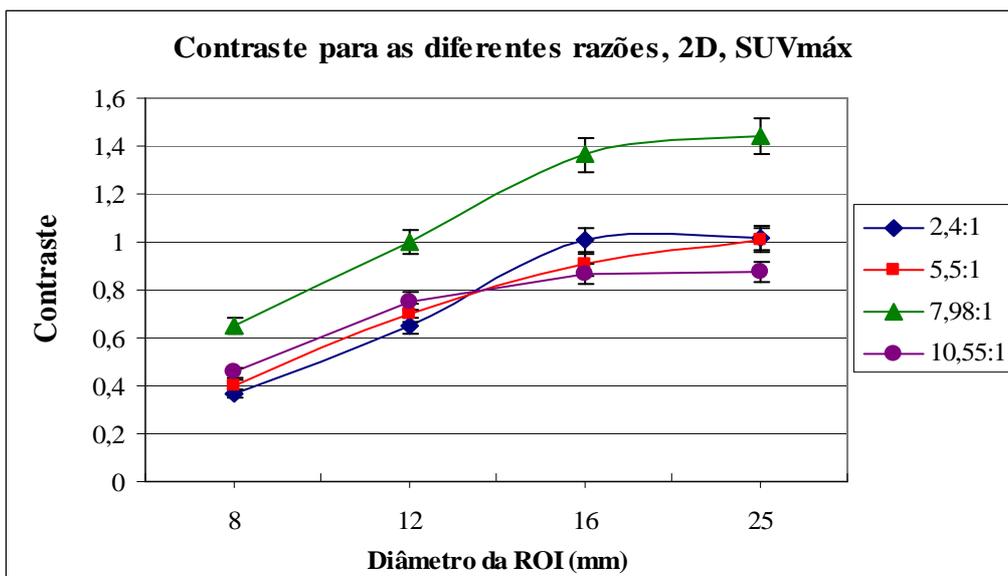


Figura 88: Valores médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medição de SUVmáx, modo 2D.

Para as razões de 2,4 e 5,5 no modo 2D, tanto para medidas de SUV<sub>médio</sub> quanto para SUV<sub>máx</sub>, os valores apresentados de contraste são inferiores a 100%. (Figuras 87 e 88). Para a razão 7,98:1, as medidas de contraste são mais próximas da unidade para SUV<sub>médio</sub> e acima de 100% para SUV<sub>máx</sub>., confirmando que essa ferramenta, para lesões acima de 14 mm deve ser reavaliada ou, ainda, corrigida. Os valores para a razão 10,55:1 deveriam ser maiores do que os demais, porém, apresentam-se menores do que os para valores de 7,98:1, indicando que a influência das lesões quentes nas medidas da radiação de fundo levam a erros na quantificação utilizando esse simulador.

Para as medidas de coeficiente de recuperação, apresentadas nas Figuras 89 e 90, as razões de 10,55 e 7,98:1 apresentam uma super estimativa a partir do diâmetro de 14 mm, tanto para as medidas de SUV<sub>médio</sub> quanto para SUV<sub>máx</sub>, chegando quase ao dobro do valor real a ser medido

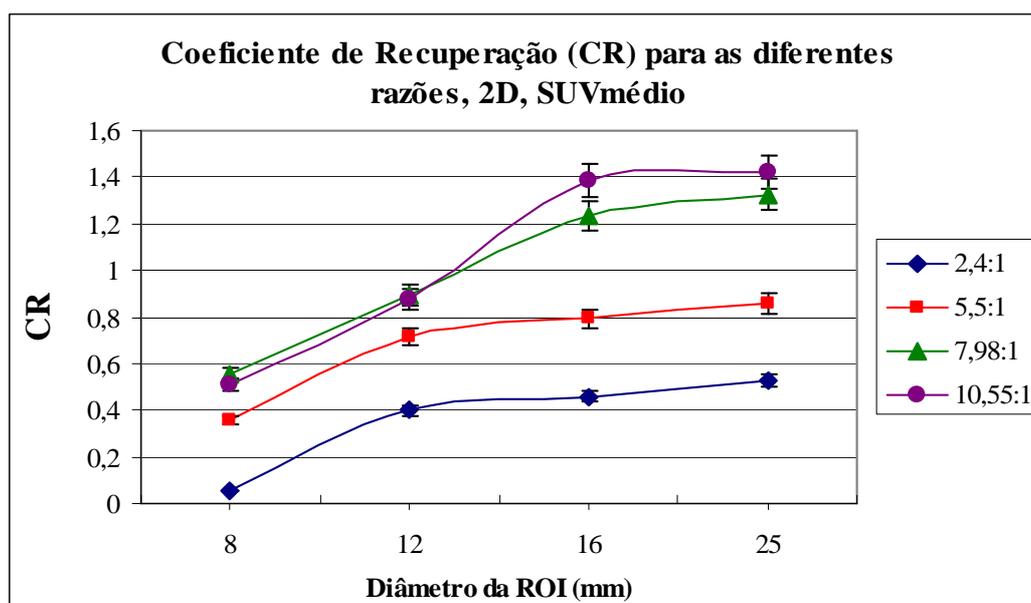


Figura 89: Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV<sub>médio</sub>, modo 2D.

Os valores encontrados para as medidas de coeficiente de recuperação de contraste das lesões quentes (CRLQ) se apresentam idênticos aos de coeficiente de recuperação de contraste (CRC), demonstrando que se tratam da mesma propriedade, portanto, não foram apresentados graficamente.

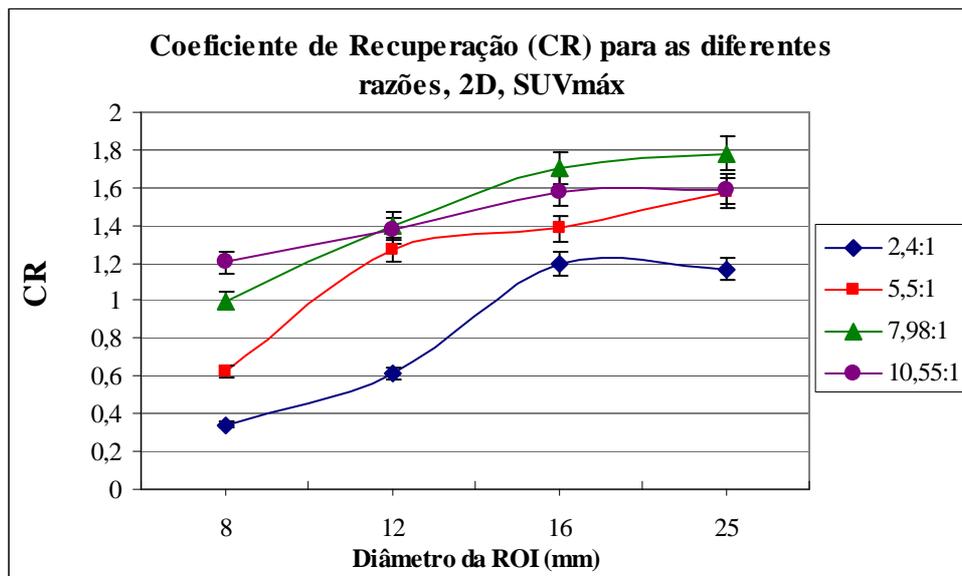


Figura 90: Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmáx, modo 2D.

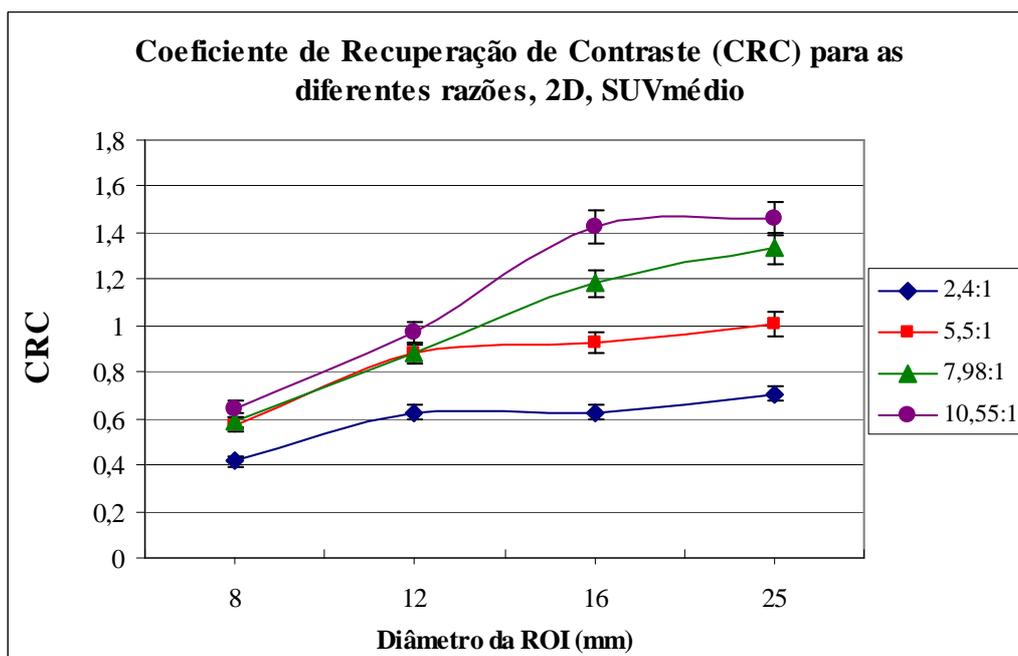


Figura 91: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmédio, modo 2D.

Para as medidas de coeficiente de recuperação de contraste, apresentadas nas Figuras 91 e 92, as razões de 10,55 e 7,98:1 também apresentam uma super estimativa, tanto para as medidas de SUVmédio quanto para SUVmáx, chegando também quase ao dobro do valor real a ser medido, quando utilizada a ferramenta SUVmáx.

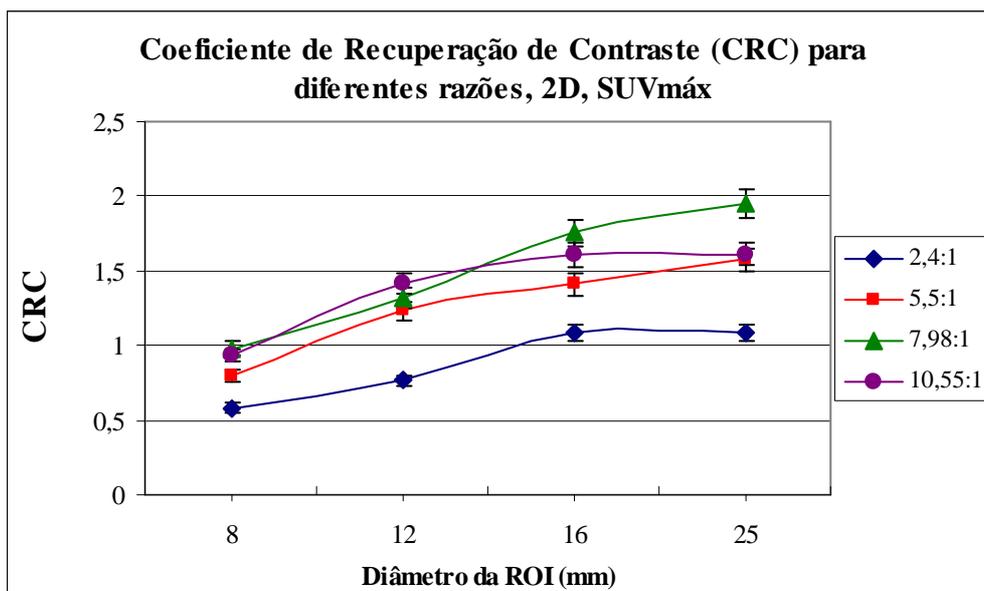


Figura 92: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmáx, modo 2D.

#### IV. 5. 2 Comparação dos resultados para modo 3D

São apresentados a seguir os resultados dos quatro testes com razões distintas de *atividade na lesão:atividade no BG*, para os dois métodos de quantificação por SUVmédio e por SUVmáx, para o modo 3D.

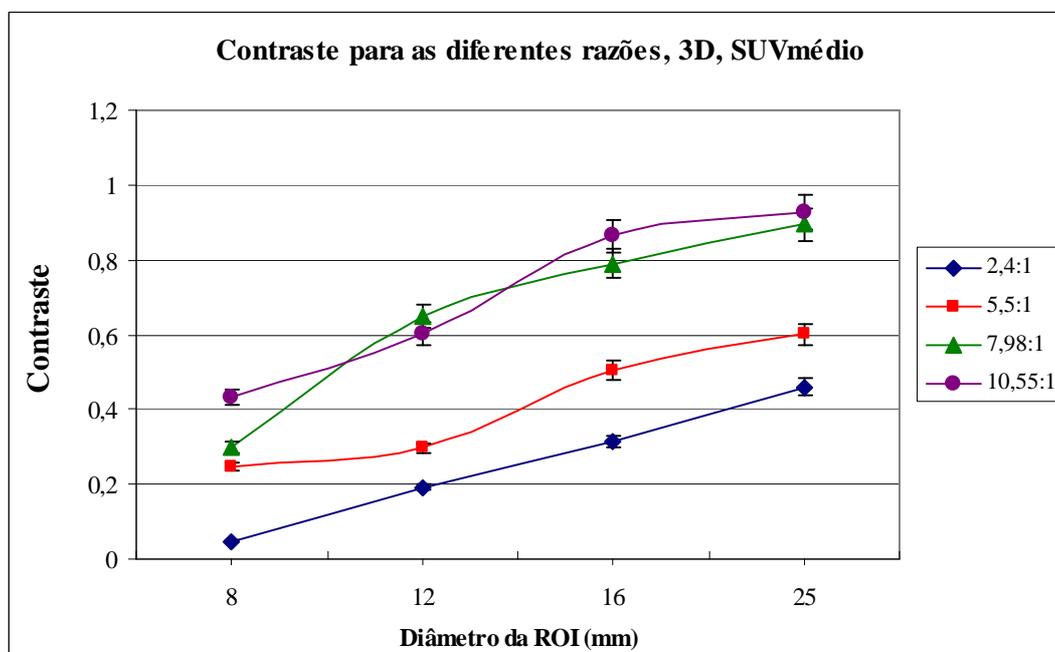


Figura 93: Valores médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de análise de SUVmédio, modo 3D.

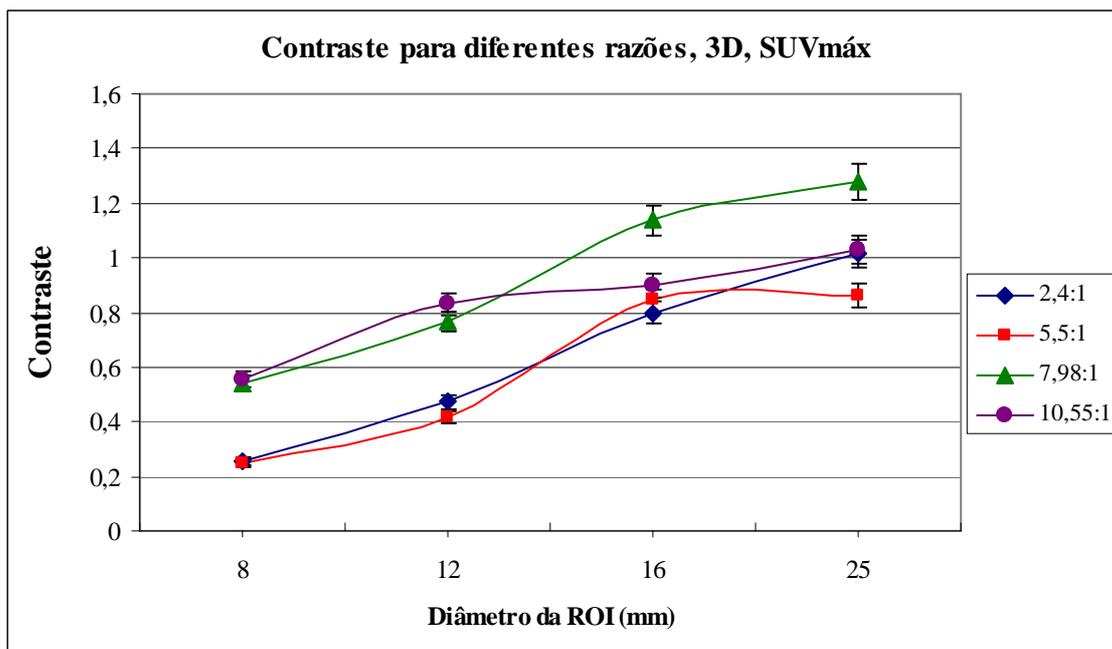


Figura 94: Valores de médios de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de análise de SUVmáx, modo 3D.

Para as razões de 2,4 e 5,5 também no modo 3D, os valores apresentados de contraste são inferiores a 100% (Figuras 93 e 94). Para as razões 10,55:1 e 7,98:1, as medidas de contraste são próximas da unidade para SUVmédio e acima de 100% para SUVmáx., confirmando que essa ferramenta, para lesões acima de 14 mm deve ser reavaliada ou, ainda, corrigida.

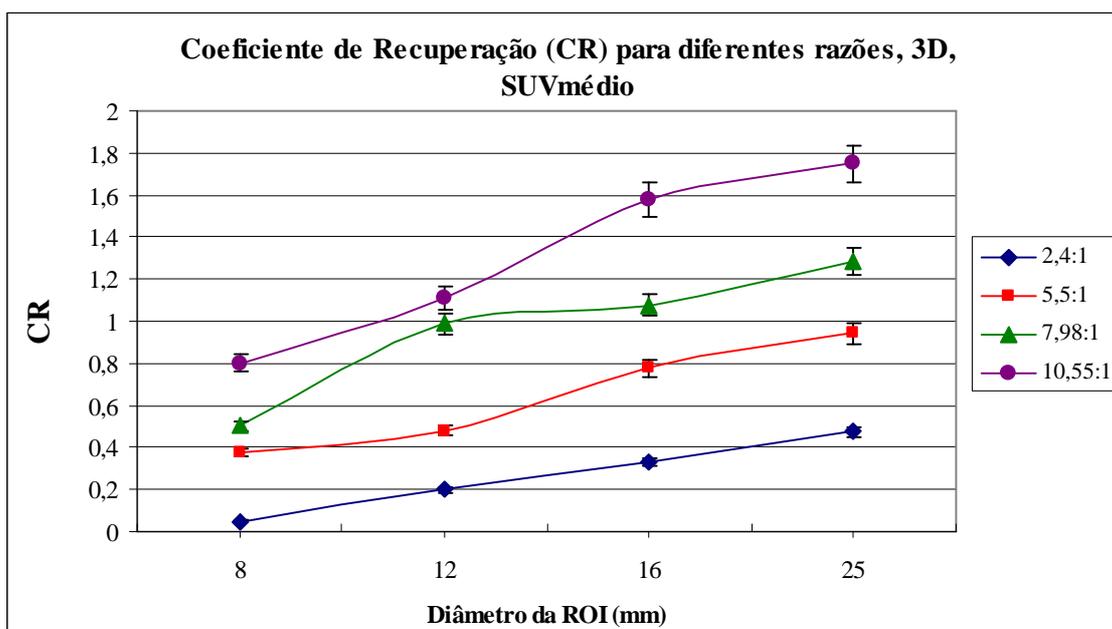


Figura 95: Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmédio, modo 3D.

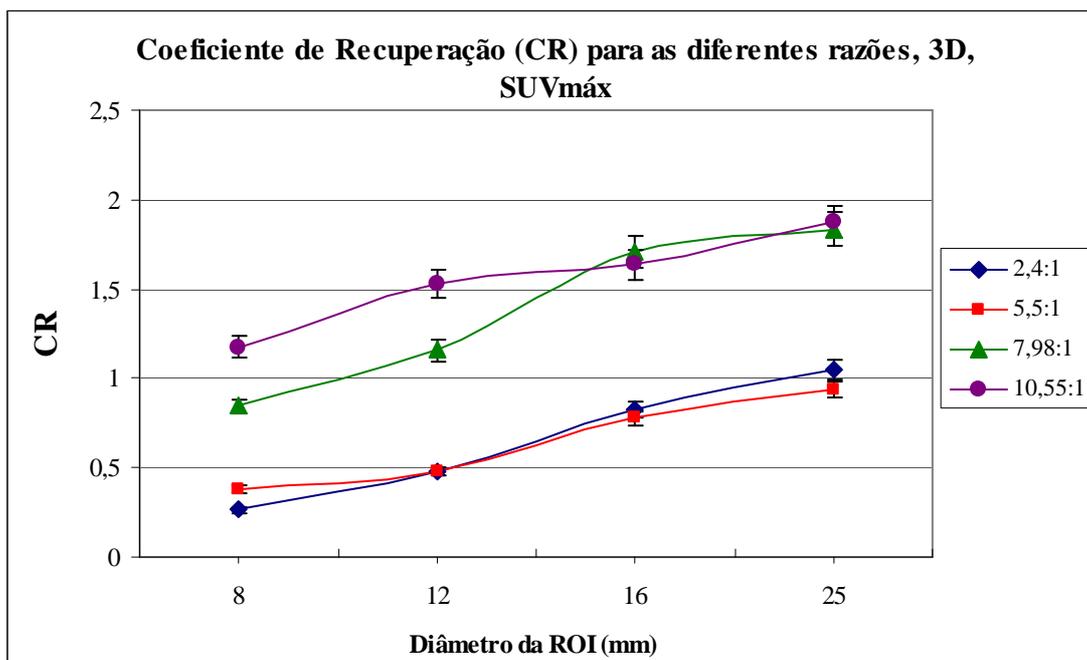


Figura 96: Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmáx, modo 3D.

Para as medidas de coeficiente de recuperação, apresentadas nas Figuras 95 e 96, a razão de 10,55 apresenta super estimativa já para lesões de 12 mm, chegando quase ao dobro do valor real a ser medido para lesões de 25 mm.

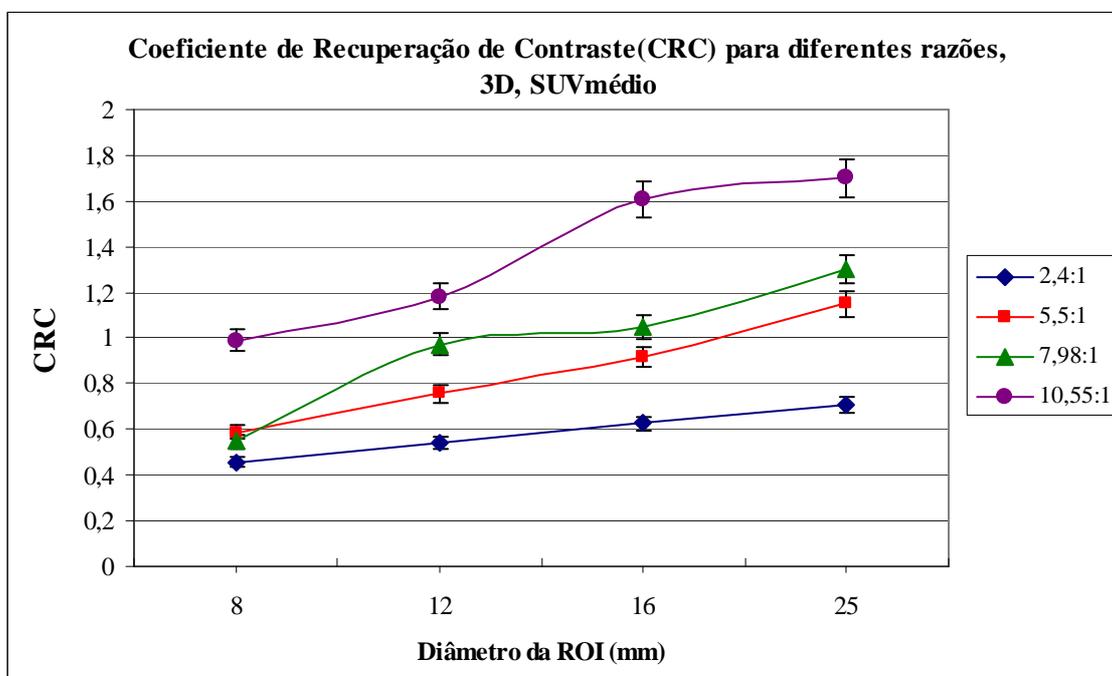


Figura 97: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUVmédio, modo 3D

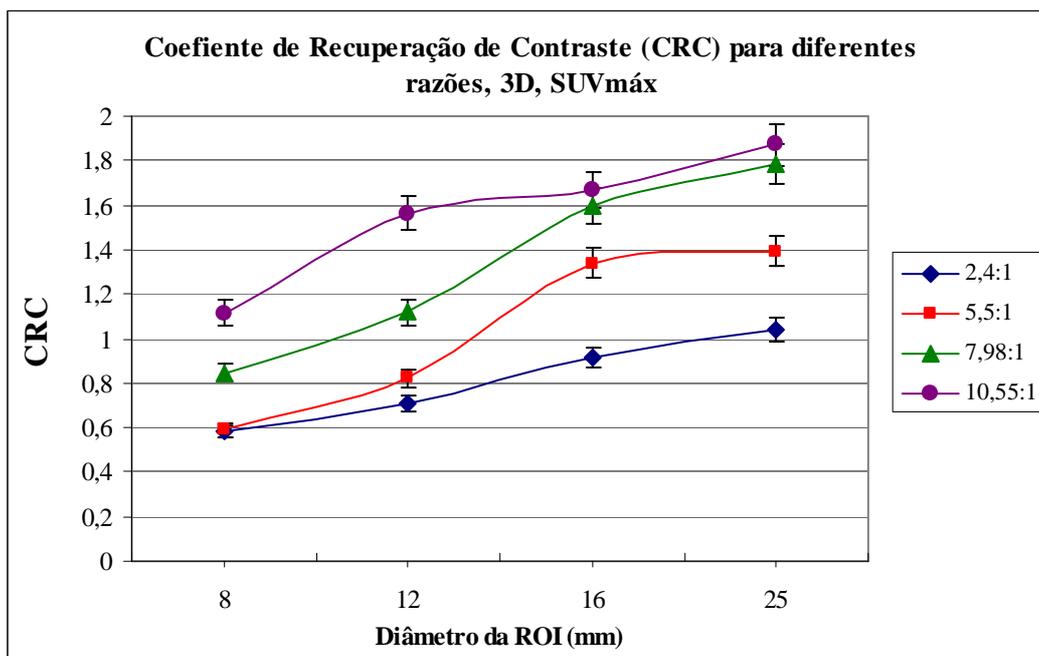


Figura 98: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes razões de atividade lesão/BG, pelo método de medida de SUV<sub>máx</sub>, modo 3D

Para as medidas de coeficiente de recuperação de contraste, apresentadas nas Figuras 97 e 98, a razão de 10,55 também apresenta super estimativa, tanto para as medidas de SUV<sub>médio</sub> quanto para SUV<sub>máx</sub>, chegando ao dobro do valor real a ser medido, quando utilizada a ferramenta SUV<sub>máx</sub>.

Para todas as razões estudadas, alguns pontos devem ser ressaltados.

#### MODOD 2D:

**Medidas por SUV<sub>médio</sub>:** A razão de 7,98:1 (8:1) foi a que apresentou melhores medidas de contraste, de coeficiente de recuperação e de recuperação de contraste para lesões até 14mm. Acima desse valor, as propriedades são super estimadas e devem ser corrigidas.

**Medidas por SUV<sub>máx</sub>:** Houve uma super estimativa de todas as medidas realizadas por esse método para razões acima de 5,5:1. Para os coeficientes de recuperação de contraste, todas as medidas são super estimadas, devendo ser aplicada a correção para as lesões acima de 14 mm. Para as medidas de contraste nas lesões frias foi o método que se mostrou mais adequado.

### **MODOD 3D:**

**Medidas por SUV<sub>médio</sub>:** A razão de 7,98:1 (8:1) foi a que apresentou melhores medidas de contraste, de coeficiente de recuperação e de recuperação de contraste para lesões até 14mm.

**Medidas por SUV<sub>máx</sub>:** Há também para esse modo de aquisição uma super estimativa das medidas realizadas para as razões acima de 5,5:1. Para os coeficientes de recuperação de contraste, todos os valores apresentam-se acima da unidade, sendo necessária a correção para diâmetros acima de 14 mm. Também no modo 3D foi o método mais adequado para medidas de contraste nas lesões frias.

Para as medidas de resolução espacial, também foram encontrados resultados de boa resolução, 7,9 mm, considerada adequada para imagens de medicina nuclear.

Para a uniformidade, os valores encontrados se apresentam dentro dos limites de tolerância, tanto para cada aquisição, quanto para três varreduras consecutivas.

Dessa forma, a razão escolhida para as medidas de qualidade de imagem foi a de 8:1, por apresentar os melhores resultados para as medidas por SUV<sub>médio</sub> e resultados passíveis de correção para SUV<sub>máx</sub>, para lesões acima de 14 mm.

### **IV. 6. Avaliação da razão 7,98:1 -TESTE 3, pelo programa de imagem RadiAnt™**

Foi utilizado o programa RadiAnt™, disponível gratuitamente na internet através do endereço [www.RadiAntViewer.com](http://www.RadiAntViewer.com) para comparação com os resultados obtidos na estação de trabalho do próprio equipamento de forma a verificar-se a possibilidade de avaliação a distância. Foram utilizados os mesmos critérios de medidas das que foram realizadas na estação de trabalho (ET), pelo método SUV apresentado no item IV.3, sendo que as regiões de interesse foram desenhadas e delimitadas de acordo com as áreas referentes aos diâmetros de cada cilindro, obtidas através das imagens de tomografia computadorizada (CT), no próprio programa. Os resultados são apresentados para os modos de aquisição 2D e 3D.

A imagem avaliada foi a de razão lesão quente: BG de 7,98:1, para comparação com as medidas acima.

A Figura 99 exemplifica a delimitação das regiões de interesse utilizando-se o programa de visualização RadiAnt™.

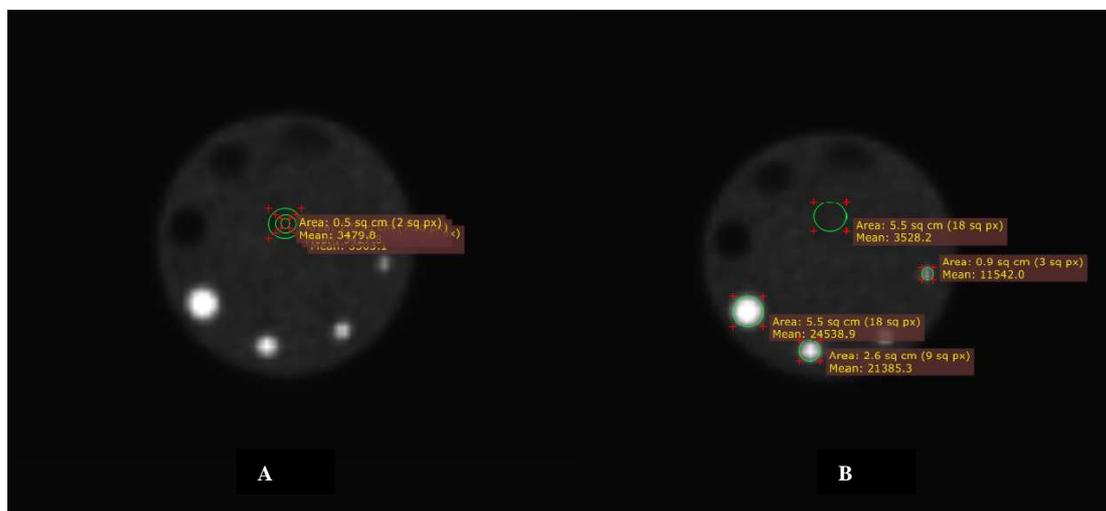


Figura 99: Desenho das regiões de interesse (ROI) para avaliação de imagem, (A) ROI para avaliação de contagem na região de BG; (B) ROI para avaliação de contagem nos cilindros que simulam as lesões quentes.

## IV.6.1 Avaliação 2D

### IV.6.1.1 Avaliação das medidas de contraste e de coeficientes de recuperação pelo programa RadiAnt

Para essa análise foram utilizadas as mesmas equações utilizadas para a quantificação na estação de trabalho do operador. Foram avaliadas as mesmas imagens do Teste 3, razão 7,98:1, e a variação entre as três varreduras consecutivas. A Tabela 33 mostra os resultados obtidos para o modo 2D.

Tabela 33: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida no programa RadiAnt, para razão **7,98:1**, modo 2D.

VARREDURA	DIÂMETRO (mm)	Medida na ROI	CONTRASTE	CR	CRC
1	8	19057,40	0,362	0,317	0,442
2	8	18845,90	0,315	0,276	0,401
3	8	19247,00	0,312	0,273	0,399
	Média	19050,100	0,330	0,289	0,414
	SD	200,650	0,028	0,025	0,025
	5%	952,505	0,016	0,014	0,021
1	12	23111,00	0,483	0,423	0,548
2	12	23792,40	0,432	0,378	0,504
3	12	23289,80	0,405	0,354	0,480
	Média	23397,733	0,440	0,385	0,510
	SD	353,290	0,040	0,035	0,035
	5%	1169,887	0,022	0,019	0,026
1	16	26913,10	0,566	0,495	0,620
2	16	26958,50	0,514	0,449	0,574
3	16	26249,60	0,478	0,418	0,544
	Média	26707,067	0,519	0,454	0,579
	SD	396,828	0,044	0,039	0,039
	5%	1335,353	0,026	0,023	0,029
1	25	41805,10	0,902	0,789	0,914
2	25	42697,50	0,898	0,786	0,911
3	25	43082,40	0,888	0,777	0,902
	Média	42528,333	0,896	0,784	0,909
	SD	655,238	0,007	0,006	0,006
	5%	2126,417	0,045	0,039	0,046

Também para o uso desse programa, os resultados mostram que há variação entre as três varreduras acima de 5% do valor médio obtido. Dessa forma, a execução das três varreduras para a avaliação de uma imagem torna-se necessária, não apenas para garantir que as medidas estejam corretas, como também para avaliar essa variação.

Tabela 34: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação, modo 2D.

Diâmetro (mm)	QUANTIFICAÇÃO corrigida pelo CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 2	MÉDIA	SD	Tolerância
8	6,929	6,937	7,056	6,974	0,071	0,349
12	7,143	7,190	7,266	7,199	0,062	0,360
16	7,258	7,304	7,362	7,308	0,052	0,365
25	7,989	7,989	7,989	7,989	0	0,400

Os resultados das correções das quantificações realizadas por esse método são apresentados na Tabela 34, onde se pode também verificar que o uso do coeficiente de

recuperação não corrige totalmente a quantificação, ou seja, o valor real de material radioativo presente na lesão.

Nos gráficos das Figuras 100, 101 e 102 são apresentadas as medidas realizadas através do programa RadiAnt para as três varreduras consecutivas, sendo as propriedades calculadas utilizando-se as mesmas equações 21, 22 e 23.

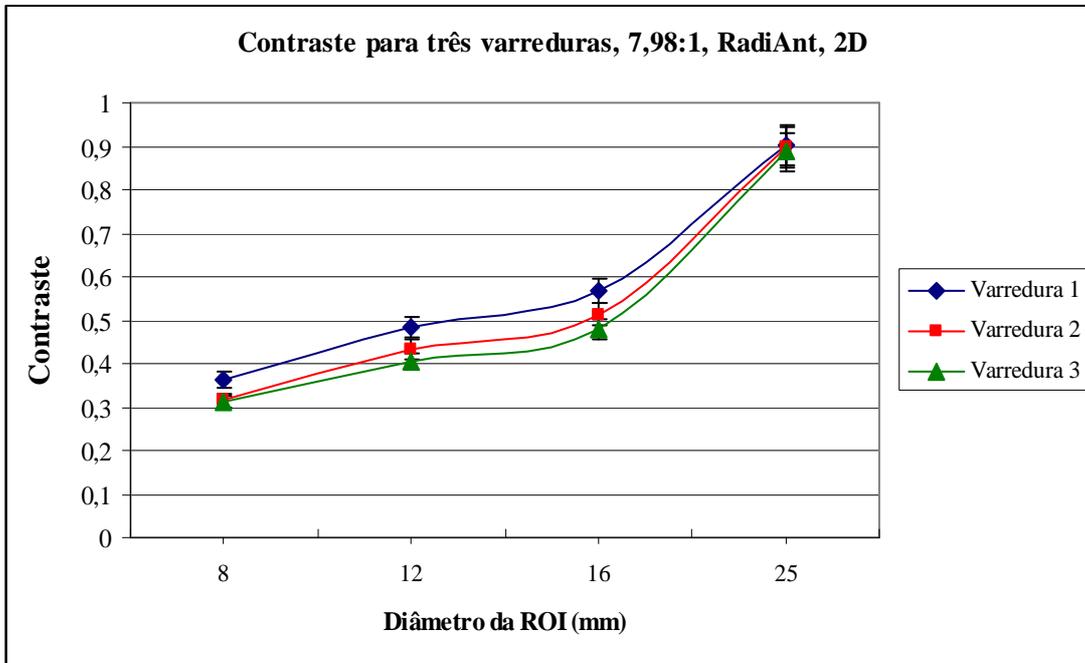


Figura 100: Valores médios de contraste para as diferentes varreduras, em função das regiões de interesse, modo 2D.

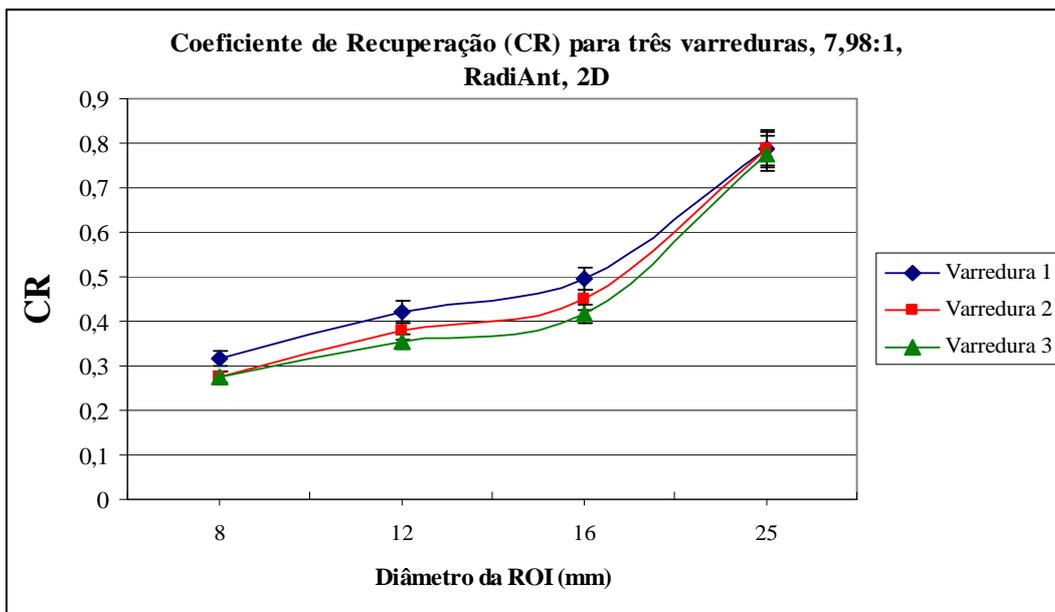


Figura 101: Valores médios de coeficiente de recuperação para as diferentes varreduras, em função das regiões de interesse, modo 2D.

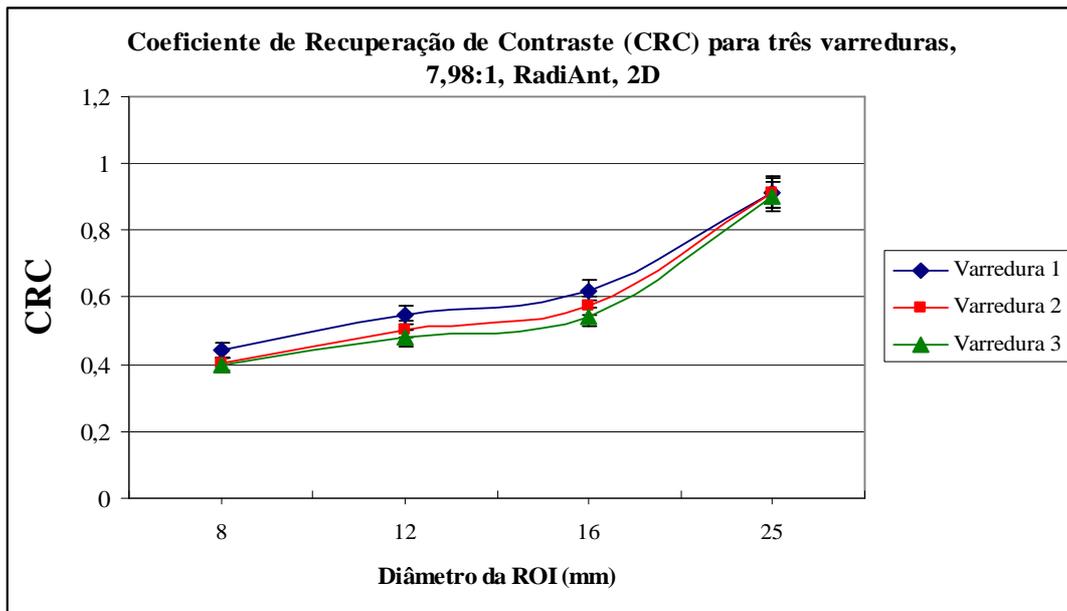


Figura 102: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as diferentes varreduras, em função das regiões de interesse, modo 2D.

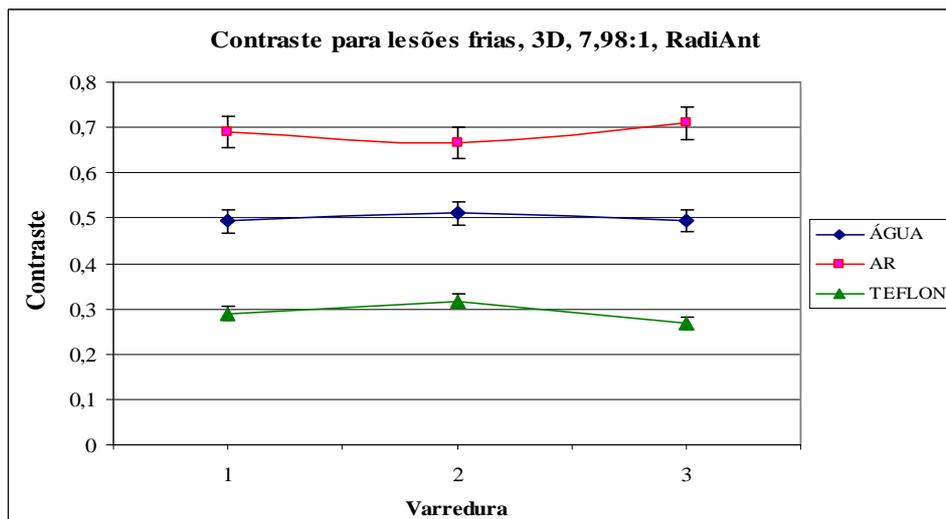


Figura 103: Valores médios de contraste nas lesões frias para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 2D.

Os valores de contraste nas lesões frias encontrados, Figura 103, se mostram reprodutíveis e próximos aos valores encontrados na estação de trabalho do operador para a mesma razão, para as medidas de SUV<sub>médio</sub>.

#### IV.6.1.2 Resolução Espacial

Para a avaliação da resolução espacial, foi realizada avaliação visual do mesmo corte avaliado na estação de trabalho, corte 62, obtendo-se os mesmos valores, conforme descrito na Tabela 35.

Tabela 35: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão **7,98:1** pelo programa RadiAnt.

<b>VARREDURA</b>	<b>MODO</b>	<b>RESOLUÇÃO (mm) RadiAnt</b>
<b>1</b>	<b>2D</b>	<b>7,9</b>
<b>2</b>		<b>7,9</b>
<b>3</b>		<b>7,9</b>

#### IV.6.1.3 Uniformidade

Para a avaliação de uniformidade foi utilizado o mesmo critério de avaliação das medidas efetuadas na estação de trabalho do equipamento, ou seja, a medida em uma ROI de área 254,6 cm<sup>2</sup> a pelo menos 15 mm das bordas (Figura 104), em três cortes centrais, onde não haja partes que simulem lesões frias ou quentes. Os resultados são apresentados na Tabela 36, onde se pode observar que os desvios das medidas realizadas encontram-se dentro da tolerância de 5%.

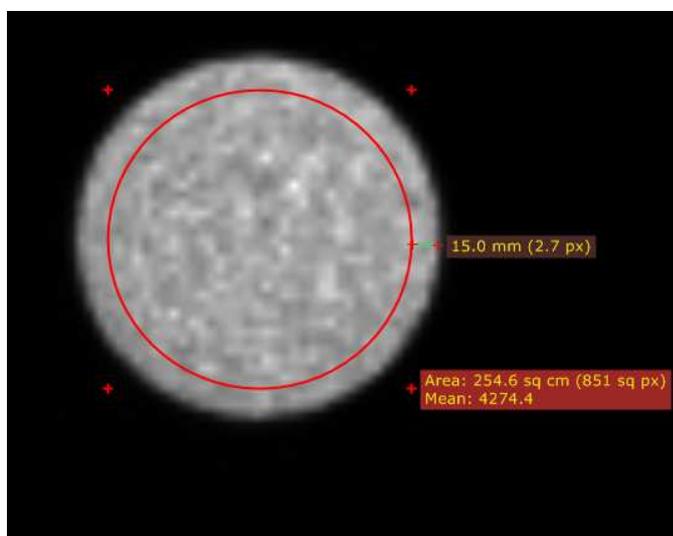


Figura 104: Medidas de uniformidade através da avaliação de contagem em três cortes sucessivos, em uma ROI afastada 15 mm das bordas do simulador, localizada onde não existem partes que simulem lesões frias ou quentes (cilindros ou hastes).

A Tabela 36 mostra os resultados obtidos para as três varreduras em modo de aquisição 2D. Observa-se que os valores de uniformidade se encontram dentro da tolerância de 5% entre os três cortes para cada varredura e, também, entre as mesmas.

Tabela 36 Uniformidade para as três varreduras, 2D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	6078,90	6842,50	6483,90	
37	6117,00	6548,10	6514,20	
38	6022,30	6832,20	6420,90	
MÉDIA	6072,73	6740,93	6473,00	6428,89
SD	47,65	167,08	47,60	304,84
Tolerância 5%	303,64	337,05	323,65	321,44

## IV.6.2 Avaliação 3D

### IV.6.2.1 Avaliação das medidas de contraste e de coeficientes de recuperação pelo programa RadiAnt.

Tabela 37: Valores médios, desvios e tolerância das medidas de contraste e coeficientes de recuperação para cada região de interesse, pela medida no programa RadiAnt, para razão **7,98:1**, modo 3D.

VARREDURA	DIÂMETRO (mm)	Medida na ROI	CONTRASTE	CR	CRC
1	8	11157,00	0,312	0,368	0,399
2	8	10833,60	0,227	0,282	0,324
3	8	10270,60	0,207	0,263	0,307
	Média	10753,733	0,249	0,305	0,343
	SD	448,565	0,056	0,056	0,049
	5%	537,687	0,012	0,015	0,017
1	12	17121,00	0,555	0,610	0,611
2	12	14747,60	0,485	0,541	0,550
3	12	14921,20	0,546	0,602	0,604
	Média	15596,600	0,529	0,584	0,588
	SD	1323,020	0,038	0,038	0,033
	5%	779,830	0,026	0,029	0,029
1	16	18970,50	0,634	0,688	0,680
2	16	17572,80	0,600	0,656	0,651
3	16	16984,90	0,627	0,683	0,674
	Média	17842,733	0,620	0,675	0,668
	SD	1019,951	0,018	0,017	0,015
	5%	892,137	0,031	0,034	0,033
1	25	26109,20	0,928	0,927	0,937
2	25	24950,50	0,925	0,925	0,935
3	25	23645,80	0,916	0,916	0,927
	Média	24901,833	0,923	0,922	0,933
	SD	1232,421	0,007	0,006	0,005
	5%	1245,092	0,046	0,046	0,047

Para o modo 3D, as mesmas medidas foram realizadas cujos resultados são apresentados na Tabela 37. Como para o modo 2D, algumas medidas das propriedades de contraste e coeficiente de recuperação se encontram acima da tolerância de 5%, demonstrando a necessidade de execução das três varreduras para a avaliação de quantificação por esse método.

Tabela 38: Valores corrigidos de medidas de SUV pelo coeficiente de recuperação e pelo coeficiente de recuperação de contraste, modo 3D.

Diâmetro (mm)	QUANTIFICAÇÃO corrigida pelo CR					
	Varredura 1	Varredura 2	Varredura 2	MÉDIA	SD	Tolerância
8	6,931	6,609	6,508	6,683	0,221	0,334
12	7,351	7,269	7,342	7,321	0,045	0,366
16	7,423	7,395	7,418	7,412	0,015	0,371
25	7,989	7,989	7,989	7,989	0	0,400

As correções na quantificação pelo uso do coeficiente de recuperação nas medidas realizadas pelo programa, Tabela 38, também apresentam variações em relação ao valor esperado de 7,98. Apenas a lesão de 25 mm apresenta valores mais próximos.

Nos gráficos das Figuras 105, 106 e 107 são apresentadas as medidas realizadas através do programa RadiAnt para as três varreduras consecutivas, sendo as propriedades calculadas utilizando-se as mesmas equações 21, 22 e 23

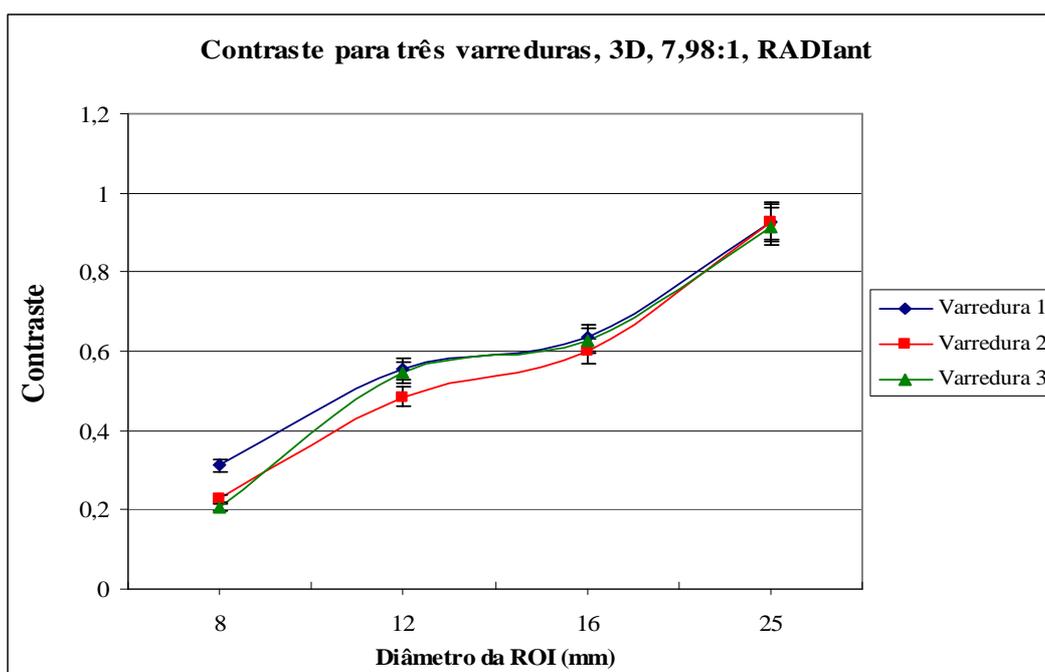


Figura 105: Valores médios de contraste para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D

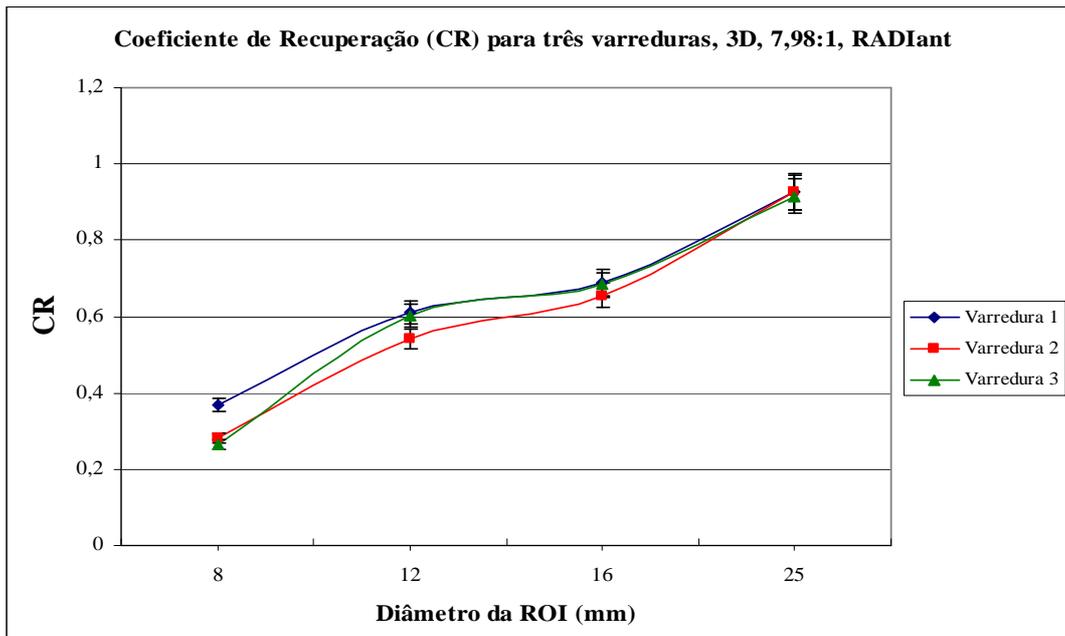


Figura 106: Valores médios de coeficiente de recuperação para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.

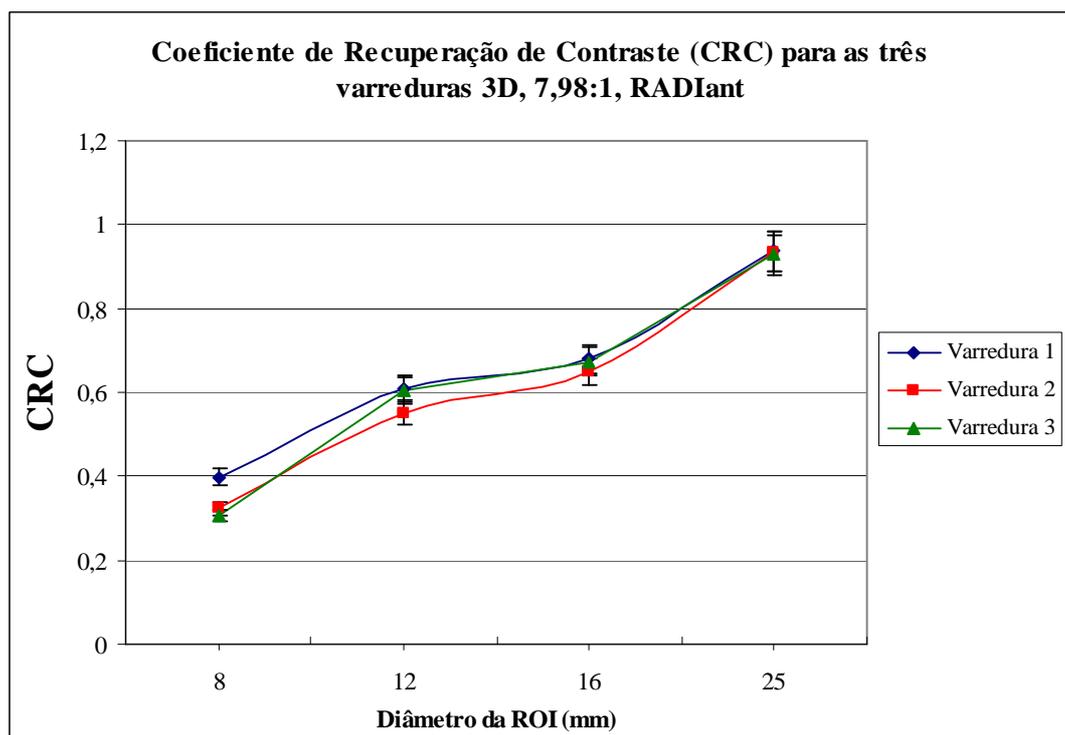


Figura 107: Valores médios de coeficiente de recuperação de contraste para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.

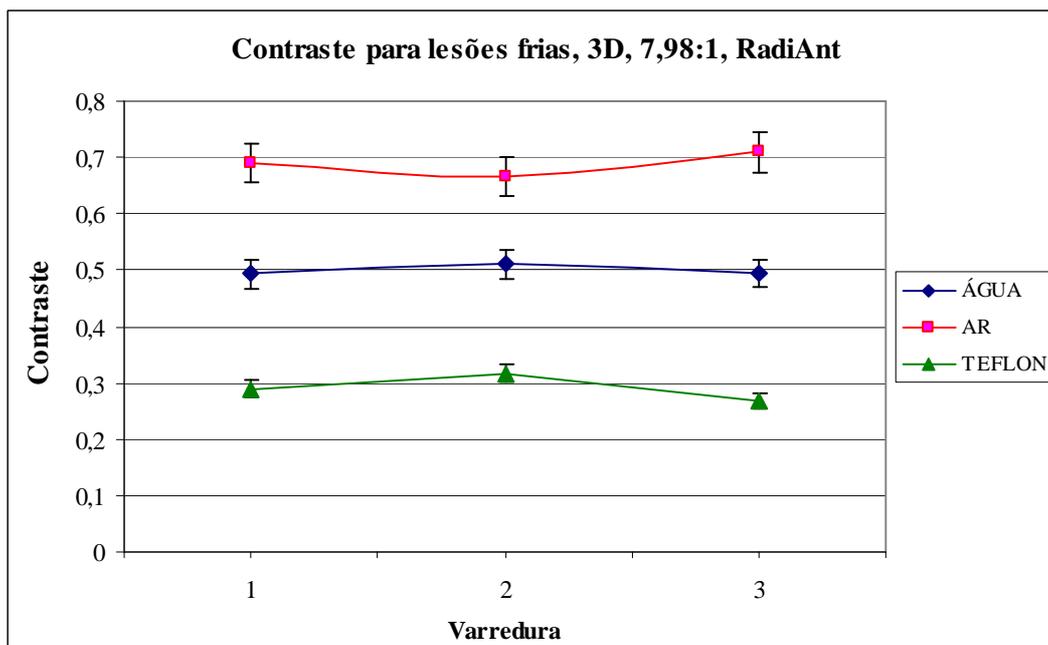


Figura 108: Valores médios de contraste nas lesões frias para as três varreduras, realizadas com RadiAnt, modo 3D.

Para as lesões frias, Figura 108, os valores de contraste se apresentam reprodutíveis para as três varreduras, com valores próximos aos encontrados nas medidas da estação de trabalho do operador.

#### IV.6.2.3 Resolução Espacial

Para a avaliação da resolução espacial, foi realizada uma avaliação visual do mesmo corte avaliado na estação de trabalho, corte 62, obtendo-se os valores apresentados na Tabela 39.

Tabela 39: Resultados das avaliações de resolução nos modos de aquisição 2D e 3D para a razão 7,98:1 pelo programa RADIant.

VARREDURA	MODO	RESOLUÇÃO (mm) RADIant
1	3D	7,9
2		7,9
3		7,9

#### IV.6.2.4 Uniformidade

Para a avaliação de uniformidade foi utilizado o mesmo critério de avaliação das medidas efetuadas na estação de trabalho do equipamento, ou seja, a medida em uma ROI de área  $254,6 \text{ cm}^2$ , a pelo menos 15mm das bordas, em três cortes centrais, onde não haja partes que simulem lesões frias ou quentes. Os resultados são apresentados na Tabela 40, onde se pode observar que os desvios das medidas realizadas encontram-se dentro da tolerância de 5%.

Tabela 40: Uniformidade para as três varreduras, 3D.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
36	3510,4	3308,5	3308,5	
37	3510,1	3314,8	3314,8	
38	3549,2	3337,8	3337,8	
MÉDIA	3523,23	3320,37	3320,37	3387,99
SD	44,98	30,85	30,85	117,12
Tolerância 5%	176,16	166,02	166,02	169,40

Pela Tabela 40 acima, observa-se que os valores de uniformidade se encontram dentro da tolerância de 5%.

#### IV.7. Comparação entre as medidas realizadas na estação de trabalho e pelo programa RadiAnt para a razão 7,98:1.

As comparações foram efetuadas para os dois modos de aquisição, considerando as medidas realizadas na estação de trabalho pelo SUV e as medidas realizadas pelo programa RadiAnt, em um computador externo ao serviço.

Os resultados são resumidos na Tabela 41, onde são apresentados os valores de quantificação corrigidos pelo coeficiente de recuperação calculado por medidas de contagem nas regiões de interesse. Pode-se notar que para o diâmetro de 8 mm, nos modos 2D e 3D existem diferenças significativas na quantificação pelo *software* e pelas medidas realizadas na estação de trabalho, sendo atribuídas à ferramenta de desenho da

ROI pelo RadiAnt que se apresentou mais sensível, permitindo a delimitação de áreas mais precisas, de  $0,1 \text{ cm}^2$  e, também, ao fato de se trabalhar com valores médios.

Tabela 41: Comparação das quantificações realizadas pelo método RadiAnt e pelas medidas na estação de trabalho do operador, pela aplicação do coeficiente de recuperação.

RAZÃO 7,98:1	QUANTIFICAÇÃO CORREÇÃO POR CR			
Diâmetro (mm)	TESTE 3		RadiAnt™	
	2D	3D	2D	3D
8	7,637± 0,032	7,542± 0,015	6,974± 0,071	6,683± 0,221
12	7,785± 0,040	7,876± 0,023	7,199± 0,062	7,321± 0,045
16	7,993± 0,071	7,973± 0,091	7,308± 0,052	7,412± 0,015
25	8,399± 0,020	8,360± 0,105	7,989± 0	7,989± 0

Para os demais diâmetros, 12, 16 e 25mm, os valores são semelhantes, com diferenças da ordem de 5 a 9% para o modo 2D e de 4 a 8% no modo 3D.

Os resultados obtidos pelo *software* para avaliação da quantificação mostraram-se reprodutivos entre as três varreduras para cada modo de aquisição, demonstrando ser uma ferramenta aplicável para a determinação das propriedades estudadas e na correção de valores de captação.

As medidas de resolução também se mostraram reprodutíveis, apresentando os mesmos valores dos determinados na estação de trabalho do operador, garantindo uma resolução na imagem de 7,9 mm.

Os valores de uniformidade da imagem se apresentaram todos dentro da tolerância de 5% de variação, tanto para as medidas pelo *software* RadiAnt quanto pelas realizadas na estação de trabalho do operador.

#### IV.8 PROTOCOLO DE TESTES

Como resultado de todos os testes realizados, é apresentada a seguir uma proposta de protocolo para avaliação da qualidade de imagem que inclua a determinação dos coeficientes de recuperação que possa ser introduzida na rotina clínica, levando à correção dos valores de captação nas lesões. Além disso, é proposta a avaliação da uniformidade da imagem, a resolução do sistema e, ainda, o contraste em tecidos de diferentes coeficientes de atenuação representado pelas lesões “frias”, ar, água e teflon.

#### CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGEM PET

##### DADOS DA INSTALAÇÃO

RAZÃO SOCIAL	
RESPONÁVEL	
RESPONSÁVEL TÉCNICO	

##### DADOS DO EQUIPAMENTO

TIPO	Especificar		PET <input type="checkbox"/>	PET/CT <input type="checkbox"/>	SPECT/PET <input type="checkbox"/>
FABRICANTE		MODELO		ANO	
CRISTAL MATERIAL		Número de Blocos		Dimensões do Bloco	
Número de cristais		*FOV AXIAL		*FOV RADIAL	

FOV: Campo de visão

##### CONTROLES DIÁRIOS

VARREDURA EM BRANCO	
TEMPO MORTO	
COINCIDÊNCIAS ALEATÓRIAS	
CHECAGEM DETECTORES	
JANELA DE TEMPO COINCIDÊNCIA	
JANELA DE ENERGIA	

## CONTROLES EVENTUAIS

	ÚLTIMA VERIFICAÇÃO	FREQUENCIA
NORMALIZAÇÃO DOS DETECTORES		
CALIBRAÇÃO DO SISTEMA		

## DADOS DO MEDIDOR DE ATIVIDADE

FABRICANTE		MODELO	
CONTROLE DE QUALIDADE			
TESTE CONSTÂNCIA	*	REALIZADO EM:	
TESTE EXATIDÃO	*	REALIZADO EM:	
TESTE PRECISÃO	*	REALIZADO EM:	

\*Colocar os valores obtidos nos testes de constância, exatidão e precisão do medidor de atividade.

## INSTRUÇÕES

### 1. SIMULADOR

Utilizar o simulador proposto que contém 4 cilindros de 8, 12, 16 e 25 mm de diâmetro que serão preenchidos com as concentrações de atividade descritas abaixo.

Os demais cilindros de 25 mm serão utilizados para a simulação de lesões frias, o sólido constituído de Teflon™, sendo que os dois restantes serão preenchidos com água e ar, simulando materiais de diferentes coeficientes de atenuação.

### 2. ATIVIDADES

Preparar as atividades a serem inseridas no simulador. Todas as concentrações são de material radioativo ( $^{18}\text{F}$ ) para água.

- Para o corpo do simulador, medir uma concentração de atividade de 5,3 kBq/ml. Para um volume de 6.815 ml, uma atividade aproximada de 36, 12 MBq é requerida.
- Para as lesões quentes, utilizar 8 (oito) vezes a concentração inserida no corpo do simulador, de forma a garantir uma proporção de 8:1. Para preencher o volume dos

cilindros, aproximadamente 40 ml são necessários. Medir uma atividade de aproximadamente 4,3 MBq e diluir para 100ml; retirar dessa solução os 40ml necessários para preencher os cilindros de diâmetros 8, 12, 16 e 25 mm.

c. Anotar as atividades descontando o que fica retido na seringa e, ainda, o horário em que estas foram medidas, preenchendo a Tabela. Certifique-se que o relógio de marcação das atividades esteja acertado com o relógio do equipamento PET.

Atividade real medida	Concentração no corpo do simulador	Concentração nas lesões quentes	HORA Hora: Min.: Seg.	Atividade Total

d. Preencher o simulador com suficiente cuidado para que não hajam bolhas em seu interior, mesmo nos cilindros menores. Homogeneizar a solução agitando e retirando as bolhas de ar.

### 3. POSICIONAMENTO

Posicionar o simulador centralizado no campo de visão axial do equipamento. Alinhar e ajustar com um nivelador de nível.

### 4. AQUISIÇÃO

Entrar com os dados de atividade total inserida no simulador e o volume do mesmo 6,815 litros ou 6,815 Kg como informações do paciente.

Devido às dimensões do simulador, 18,6mm, duas macas (dois *beds*) são necessárias para a aquisição total. Colocar sobreposição das macas de aproximadamente 11 mm.

Realizar as aquisições segundo os itens a, b, c, d a seguir:

- a. Utilizar o protocolo clínico adotado para varredura de corpo inteiro no modo de aquisição, 2D, caso disponível.
- b. Colocar como tempo de aquisição, 4min/maca.
- c. Realizar três varreduras consecutivas do simulador, para o mesmo planejamento.
- d. Repetir as instruções em b e c acima utilizando o protocolo clínico adotado para varredura de corpo inteiro no modo de aquisição, 3D, caso disponível.
- e. Aplicar correção de atenuação.

f. Anotar os valores na tabela, para cada modo de aquisição

MODO	MATRIZ	DIMENSÕES DO PIXEL	NÚMERO DE CORTES	RESOLUÇÃO
2D				
3D				

## 5. RECONSTRUÇÃO

Utilizar o método de reconstrução do protocolo adotado na rotina clínica e descrito na tabela a seguir. Salvar as imagens na estação de trabalho e em um disco (CD) em formato DICOM.

MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO	2D	3D
Filtro		
Ordem		
Subconjuntos		

## 6. QUANTIFICAÇÃO

As medidas de quantificação serão efetuadas pelas ferramentas SUV<sub>médio</sub> e SUV<sub>máximo</sub>. Medidas de radiação de fundo (BG) no corpo do simulador também serão realizadas, porém pela ferramenta de SUV<sub>médio</sub>.

Na imagem reconstruída, escolher o corte onde os cilindros que simulam as lesões captantes são mais visíveis. Este será o corte “central”.

Para o corte central, marcar o diâmetro da lesão captante pela imagem da tomografia (CT) ou de fusão, caso disponível. Transporte as regiões demarcadas para a imagem do PET. Realize as quantificações em cada lesão, conforme tabela a seguir.

Repita a operação para as regiões de lesão fria: ar, teflon e água, pela medida de SUV<sub>máx</sub> e apenas no corte central.

Para as medidas de radiação de fundo, utilize o mesmo corte central e transporte as regiões de interesse de mesmo diâmetro para a porção do corte que não contenha lesões. Repetir essa operação para dois cortes anteriores ao central (-1, -2) e para dois corte posteriores (+1, +2). Realize seis medidas de radiação de fundo em cada um dos cortes.

Repetir o procedimento para cada varredura 1, 2 e 3. Os resultados serão relatados como valores médios, desvios-padrão e tolerância de 95% entre os valores obtidos.

MODO: _____					
VARREDURA ____	MEDIDAS DE BG				
<b>25 mm</b>	<b>-2</b>	<b>-1</b>	<b>CENTRAL</b>	<b>+1</b>	<b>+2</b>
Diâmetro da ROI (mm)					
SUVmédio					
SUVmáximo					
<b>16 mm</b>	<b>-2</b>	<b>-1</b>	<b>CENTRAL</b>	<b>+1</b>	<b>+2</b>
Diâmetro da ROI (mm)					
SUVmédio					
SUVmáximo					
<b>12 mm</b>	<b>-2</b>	<b>-1</b>	<b>CENTRAL</b>	<b>+1</b>	<b>+2</b>
Diâmetro da ROI (mm)					
SUVmédio					
SUVmáximo					
<b>8 mm</b>	<b>-2</b>	<b>-1</b>	<b>CENTRAL</b>	<b>+1</b>	<b>+2</b>
Diâmetro da ROI (mm)					
SUVmédio					
SUVmáximo					
<b>LESÕES FRIAS</b>	<b>CORTE CENTRAL</b>				
SUVmáx (25mm)	<b>AR</b>	<b>ÁGUA</b>	<b>OSSO</b>		

## 7. CÁLCULOS DE QUANTIFICAÇÃO

Para cada lesão quente de 8, 12, 16 e 25 mm, calcular a média e o desvio padrão para as três varreduras, para cada modo de aquisição, das seguintes propriedades.

a. Cálculo de contraste para cada lesão:

$$\text{Contraste na lesão quente} = \frac{C \text{ média lesão},j / C \text{ média BG},j - 1}{\text{Atividade na lesão} / \text{Atividade no BG} - 1}$$

$$\text{Contraste na lesão fria} = 1 - \frac{C \text{ média lesão},j}{C \text{ média BG}}$$

b. Cálculo do coeficientes de recuperação:

$$\text{Coeficiente de Recuperação (CR}_{lesão,j}) = \frac{\text{Atividade}_{lesão,j} - \text{Atividade}_{BG,j}}{\text{Atividade real}_{lesão} - \text{Atividade real}_{BG}}$$

c. Cálculo da quantificação corrigida:

$$SUV \text{ corrigido}_{lesão,j} = \frac{SUV_{medido} - SUV_{BG}}{CR_{lesão,j}} + SUV_{BG}$$

d. Cálculo do Coeficiente de Recuperação de Contraste:

$$CRC = \frac{\text{Contraste na imagem } j}{\text{Contraste no objeto } j}$$

e. Cálculo da variabilidade da radiação de fundo.

$$Nj = 100 \sqrt{1/(k-1) \sum_{k=1}^k (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2} / C_{B,j}$$

Comparar os valores obtidos de cada propriedade com o limite de tolerância de 5%; relatar os resultados como segue:

MODO: _____						
Método	Diâmetro da ROI (mm)	Média, desvio e tolerância	SUV	CONTRASTE	CR	CRC
SUVmédio	8	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmáx	8	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmédio	12	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmáx	12	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmédio	16	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmáx	16	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmédio	25	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
SUVmáx	25	Média				
SUV corrigido		SD				
		5%				
Lesões Frias		CONTRASTE	AR	ÁGUA	OSSO	
SUVmáx	25	Média				
		SD				
		5%				

## 8. UNIFORMIDADE DA IMAGEM

Para a avaliação da uniformidade da imagem, desenhar uma região de interesse na porção central do simulador onde não haja lesões quentes ou frias, de dimensões tais que fique a pelo menos 15 mm das bordas da imagem, de forma a desprezar efeitos de borda.

Medir para o corte escolhido os valores de SUVmédio nessa região. Realizar o mesmo procedimento em um corte acima e um abaixo do primeiro corte.

Repetir para as três varreduras consecutivas, avaliando os mesmos cortes em cada imagem, com a mesma área de região de interesse. Calcular e relatar o valor médio

de uniformidade para cada varredura e entre as três varreduras consecutivas, comparando os resultados com o limite de 5%.

UNIFORMIDADE				
Corte	1	2	3	Entre varreduras
-1				
Central				
+1				
MÉDIA				
SD				
Tolerância 5%				

## 9. RESOLUÇÃO

O teste de resolução consiste em uma avaliação visual das hastes de diferentes diâmetros (4,8; 6,4; 7,9; 9,5; 11,1 e 12,7 mm) contidas na parte inferior do simulador. A menor haste visível representa a resolução da imagem.

Escolher o corte central da região contendo as hastes. Verificar o diâmetro da menor haste visível nesse corte.

Repetir o procedimento para as três varreduras consecutivas, escolhendo o mesmo corte para análise, por exemplo: corte 60 na varredura 1, na 2 e na 3.

O critério de aceitação é subjetivo, porém, uma imagem com no mínimo 9,5mm de resolução é considerada adequada. O teste deve ser utilizado para acompanhamento de perda de resolução do sistema.

Relatar o resultado como segue.

VARREDURA	MODO	RESOLUÇÃO (mm)
1	2D	
2		
3		
1	3D	
2		
3		

## CAPÍTULO V

### V – CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo o estudo e desenvolvimento de um protocolo de controle de qualidade de imagem em sistemas de tomografia por emissão de pósitrons que reproduzisse as condições de uso clínico do equipamento. Como ferramenta de avaliação, a influência do método utilizado para as medidas de quantificação levaram também a diversas discussões.

Pode-se observar que o tempo de aquisição da imagem influencia nas medidas de quantificação e, conseqüentemente, nos cálculos das propriedades de contraste e coeficientes de recuperação.

As medidas pelo método de SUV médio apresentaram-se sempre menores do que os valores por SUVmáx, como esperado. Porém, essas diferenças chegam a ser de mais de 100% para pequenos diâmetros de lesões captantes; para maiores dimensões, 25 mm, essas diferenças são menores, de 20 a 40%, não podendo ser diretamente correlacionadas. Mesmo para razões de atividades na lesão e na radiação de fundo mais elevadas, essa redução pode ser verificada.

As medidas realizadas por SUV em relação ao diâmetro da lesão e da resolução FWHM (SUVmédio d/FW e SUVmáx d/FW) não se apresentaram adequadas para a lesão de 8 mm, já que a razão entre esses fatores ultrapassa a sensibilidade de delimitação de ROI da estação de trabalho desse equipamento, aproximadamente 2 mm. Para as medidas de SUVmáx d/FW, os valores de quantificação são constantemente idênticos aos de SUVmáx, já que se baseiam também no valor máximo obtido na região de interesse. Dessa forma, a determinação do valor máximo, como uma medida direta é o mais adequado.

As medidas de quantificação pelo método de SUVmáx apresentam melhores valores para as lesões de 8 e 12mm. Porém, são freqüentemente super estimadas, para lesões maiores, levando a resultados de contraste acima de 100%. Esse fato torna as correções de quantificação através do coeficiente de recuperação uma necessidade, não apenas em função do efeito de volume parcial como também pelo método de medida aplicado.

O efeito do tamanho da região de interesse pode ser verificado também nas medidas de variabilidade da radiação de fundo, onde os valores para 8 mm se apresentam muito maiores do que para 25 mm, influenciando nas medidas de contraste.

O melhor tempo de aquisição se mostrou o de 4 minutos por maca, onde se garante um contraste adequado e as medidas de quantificação são mais estáveis. O tempo de 5 minutos por maca também apresenta bons resultados, porém, não há grande incremento na qualidade da imagem e, portanto, não se justifica a perda de tempo de máquina em uma aquisição mais prolongada.

Para as várias razões entre as lesões quentes e a radiação de fundo utilizadas no presente trabalho, 2,4:1; 5,5:1, 8:1 e 10:1, a de que apresentou melhores resultados de quantificação e de contraste foi a de 8:1, que foi adotada para o protocolo proposto.

Os valores encontrados para o coeficiente de recuperação nas diferentes razões estudadas demonstram que existe um patamar entre as lesões de diâmetro de 12 e 16mm, aproximadamente 14mm, a partir do qual os valores de SUV<sub>máx</sub> tornam-se superestimados, levando a recomendação de uso dessa ferramenta de medida até esse diâmetro. A partir de 14mm, a quantificação pelo SUV<sub>médio</sub> fornece valores mais adequados.

A determinação de uniformidade e resolução de imagem apresentou resultados reprodutíveis e adequados através da utilização do simulador proposto e análise de três varreduras consecutivas.

A avaliação de contraste nas lesões frias pela medida de SUV máximo foi a que apresentou resultados reprodutíveis e foi proposta no protocolo desenvolvido no presente trabalho.

As medidas efetuadas pelo software de avaliação de imagem RadiAnt™ se apresentaram reprodutíveis e com valores próximos aos obtidos na estação de trabalho do operador, mostrando-se como uma opção de controle a distância, reduzindo o tempo de análise no serviço.

Para correções de quantificação na prática clínica é necessário efetuar as medidas em pelo menos quatro razões de atividade entre as lesões captantes e a radiação de fundo, de forma a se obter curvas de correção.

Como uma medida simples e rápida, estabelecer que a quantificação seja realizada pela medida do valor máximo para lesões de até 14 mm de diâmetro é a melhor forma de correção. Acima desse tamanho, porém, as medidas pelo valor médio podem ser o procedimento mais adequado de forma a não super estimar a captação na lesão. Estudos clínicos devem ser realizados para confirmar essa recomendação.

## TRABALHOS FUTUROS

Por se tratar de uma tecnologia complexa e ainda em estudo, a tomografia por emissão de pósitrons começa a estabelecer ferramentas de melhoria da qualidade diagnóstica, devendo ainda ser fonte de várias pesquisas.

Como continuidade do presente trabalho a proposta de realizar o controle de qualidade do tomógrafo (CT) acoplado ao mesmo *gantry* do PET parece ser necessário. O uso de simuladores para os dois métodos de diagnóstico está sendo desenvolvidos no Instituto de Radioproteção e Dosimetria, de forma a facilitar esse controle aos usuários das técnicas.

Além disso, durante a realização do presente trabalho, pode-se avaliar a necessidade de controle da fusão entre as duas imagens, do PET e do CT, inclusive na delimitação das áreas de interesse, teste a ser contemplado no simulador em desenvolvimento.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, “Nuclear Technology Review 2006”, IAEA, Vienna, 2006.
- [2] SMN, NUCLEAR MEDICAL SOCIETY, “The Annual News Line Review: The State of Nuclear Medicine”, *The Journal of Nuclear Medicine*, v.45, n. 2, 2004.
- [3] BROWNELL, L.G., “A History of Positron Imaging”, [www.mit.edu](http://www.mit.edu) site acessado em Janeiro de 2008.
- [4] TURKINGTON, G.T, “Introduction to PET Instrumentation”, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, v. 29, n. 1, 2001.
- [5] CABREJAS, M.L., “Tomografia em Medicina Nuclear”, – Edición Argentina, Argentina, 1999.
- [6] ANZSNM, AUSTRALIAN AND NEW ZEALAND SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, Technical Standards Subcommittee, “Interim Recommendation for PET Accreditation – Technical Aspects”, *Australian and New Zealand Society of Nuclear Medicine Inc.*, May 2001.
- [7] CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, Dados levantados na Coordenação Geral de Aplicações Médicas e Industriais pelo sistema SIR – SISTEMA DE INSTALAÇÕES RADIATIVAS, Dezembro de 2007.
- [8] Emenda Constitucional nº 49, de 8 de Fevereiro de 2006, Casa Civil, Subchefia para Assuntos Jurídicos, Presidência da República.
- [9] BEYER T., “Acquisition Protocol Considerations for Combined PET/CT Imaging”, *The Journal of Nuclear Medicine*, v. 45, n. 1, 2004.
- [10] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, “CNEN-NE-3.01 – Diretrizes Básicas de Radioproteção”, Norma Técnica, 1988.
- [11] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, “CNEN-NE-3.02 – Serviços de Radioproteção”, Norma Técnica, 1988.
- [12] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, “CNEN-NE-3.05 – Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear”, Norma Técnica, 1996.
- [13] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA - ANVISA – “Resolução da Diretoria Colegiada RDC nº 35”, disponível em [www.anvisa.gov.br](http://www.anvisa.gov.br).

- [14] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA, “IAEA Safety Standards – Safety Series n° 115 – International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources”, IAEA, Vienna, Appendix II, pp 45-56, 1996.
- [15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP, “Annals of the ICRP – Supporting Guidance 2- Radiation and Your Patients: A guide for Medical Practitioners”, 2001-2005.
- [16] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP, “ICRP 73 – Radiological Protection and Safety in Medicine”, March 1996.
- [17] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP, “ICRP 80- Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals”, 1997.
- [18] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP, “ICRP 53 – Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals”, 1987.
- [19] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP, “ICRP 103 – The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, 2007.
- [20] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA, “IAEA Safety Standards Series - Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation - Safety Guide n° RS-G-1.5”, IAEA, Vienna, 2002.
- [21] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA, “Nuclear Medicine Resources Manual”, IAEA, Vienna, 2006.
- [22] HEALTH PROTECTION AGENCY – ARSAC Support Unit, “Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources”, 2006.
- [23] CHESLER, D.A., “Three-dimensional Activity Distribution from Multiple Positron Scintigraphs”, *Journal of Nuclear Medicine*; n.12, pp347-348, 1971.
- [24] ROBERTSON, J.S., MARR, R.B., ROSENBLUM, M., RADEKA, V., and YAMAMOTO, Y.L., “<sup>32</sup>-Crystal Positron Transverse Section Detector, in Tomographic Imaging in Nuclear Medicine”, *The Society of Nuclear Medicine*, Freedman GS Editor, New York, pp. 142-153, 1973.
- [25] CHO, Z.H., ERIKSSON L., and CHAN J.K., “A Circular Ring Transverse Axial Positron Camera”, *Reconstruction Tomography in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine*, Ed. Ter-Pogossian MM., University Park Press, Baltimore, 1975.

- [26] DERENZO, S.E., BUDINGER, T.F., CAHOON, J.L., GREENBERG, W.L., HUESMAN, R., VULETICH, T., "The Donner 280-crystal High Resolution Positron Tomograph", *IEEE Transactions on Nuclear Science*; n.26, pp. 2790-2793, 1979.
- [27] BURNHAM, C.A., BRADSHAW, J., KAUFMAN, D., CHESLER, D., BROWNELL, G.L., "One Dimensional Scintillation Cameras for Positron ECT Ring Detectors", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, n. 28, pp. 109-113, 1981.
- [28] BROWNELL, G.L., BURNHAM, C.A., CHESLER, D.A., "High Resolution Tomograph Using Analog Coding", *The Metabolism of the Human Brain Studies with Positron Emission Tomography*, Eds. Greitz T., Ingvar D.H., Widen L. Raven Press: New York, pp. 13-19, 1985.
- [29] BURNHAM, C.A., KAUFMAN, D., CHESLER, D., STEARNS, C.W., WOLFSON, D.R., BROWNELL, G.L., "Cylindrical PET detector design", *IEEE Transactions on Nuclear Science* n. 35, pp. 675-679, 1988.
- [30] BROWNELL, G.L., BURNHAM, C.A., STEARNS, C.W., CHESLER, D.A., BROWNELL, G.L., PALMER M.R. "Developments in High Resolution Positron Emission Tomography at MGH", *International Journal of Imaging Systems and Technology*, v.1, pp. 207-217, 1989.
- [31] ZANZONICO, P., "Positron Emission Tomography: A Review of Basic Principles, Scanner Design and Performance, and Current Systems", *Seminars in Nuclear Medicine*, Vol. XXXIV, n.2, pp.87-111, 2004.
- [32] KAKHKI, V. R.D., "PET/CT, State of Art and Future Prospects", *Alasbim Journal*, v. 9 n.36, AJ36-5, 2007.
- [33] BEYER, T., TOWNSEND, D.W., BRUN, T., KINAHAN, P.E., CHARRON, M., RODDY, R., "A Combined PET/CT Clinical Oncology", *Journal of Nuclear. Medicine*, v. 41, n.8, pp.1369-79, 2000.
- [34] BEYER, T., ANTOCH, G., MÜLLER, S., EGELHOF, T., FREUDENBER, G L.S., DEBATIN, J., BOCKISCH, A., "Acquisition Protocols for PET/CT Imaging", *Journal of Nuclear Medicine*, v. 45, n. 1, pp. 25S-35S, 2004.
- [35] GAMBHIR, S., CZERNIN, J., SCHWIMMER, J., SILVERMAN, D. H. S., COLEMAN, R. E., PHELPS, M.E., "A Tabulated Summary of the FDG PET Literature", *Journal of Nuclear Medicine*, v. 42, n. 5, pp.1S-18S, 2001.
- [36] FAHEY, F. H., "Data Acquisition in PET Imaging", *Journal of Nuclear Medicine Technology*, v. 30, n. 2, pp. 239-49, 2002.

- [37] TOWNSEND, DW, "From 3-D Positron Emission Tomography to 3-D Positron Emission Tomography/Computed Tomography: What did we learn?", *Molecular Imaging and Biology*, v. 6, n. 5, pp.275-290, 2004.
- [38] AHLUWALIA, B.D., HALES, C.A., BROWNELL, G.L., KAZEMI, H., "Study of regional lung function using cyclotron produced  $C^{15}O_2$ ," *RSNA and AAPM*, Chicago, November 1973.
- [39] BOUCHER, C.A., BELLER, G.A., AHLUWALIA, B., BLOCK, P.C., BROWNELL, G.L, "Inhalation imaging with oxygen-labeled carbon dioxide for detection and quantification of left-to-right shunts", *Circulation*; v. 2, p.145, 1976.
- [40] RAICHLE, M.E., MARTIN, W.R.W, HERSCOVITCH, P., MINTUN, M.A., MARKHAM J., "Brain blood flow measured with intravenous  $H_2^{15}O$ . Implementation and validation", *Journal of Nuclear Medicine*, n.24, pp.790-798, 1973.
- [41] BROWNELL, G.L., COCHAVI, S., "Transverse section imaging with carbon-11 labeled carbon monoxide", *Journal of Computer Assisted Tomography*, n.2, pp. 533-538, 1978.
- [42] IDO, T., WAN, C-N., CASELLA, V., FOWLER, J.S., WOLF, A.P., REIVICH, M., KUHL, D.E., "Labeled 2-deoxy-D-glucose analogs.  $^{18}F$ -Labeled 2-deoxy-2-fluoro-D-glucose, 2-deoxy-2-fluoro-D-mannose and C-14-2-deoxy-2-fluoro-D-glucose", *The Journal of Labeled Compounds and Radiopharmaceuticals*, n.14, pp.175-182, 1978.
- [43] TEWSON, TJ, KORHN, K., "PET Radiopharmaceuticals: State of the Art and Future Prospects", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. XXVIII, n. 3, pp. 221-234, 1998.
- [44] HUNG, JC, "Comparison of Various Requirements of the Quality Assurance Procedures for  $^{18}F$ -FDG Injections", *Journal of Nuclear Medicine*, v. 43, n. 11, pp. 1495-1506, 2002.
- [45] LUCIGNANI, G., "Non-standard PET Radionuclides: time to get ready for new clinical PET strategies", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, v. 34, n. 2, pp. 294-300, 2007.
- [46] MELCHER, C. L., "Scintillation Crystal for PET", *Journal of Nuclear Medicine*, v.41, n. 6, pp. 1051-1055, 2000.
- [47] ERDI, Y.E., NEHMEH, S.A., MULNIX, T., HUMMJ L., WATSON, C.C., "PET performance measurements for an LSO based combined PET/CT scanner using NEMA NU 2-2001 standard", *Journal of Nuclear. Medicine*. v.45, pp. 813-821, 2004.

- [48] WATSON, C.C., CADEY, M.E., ERIKSSON, L., MULNIX, T., ADAMS, D., BENDRIEM, B., “NEMA NU 2 – Performance tests for scanner with intrinsic radioactivity”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.45, n.5, pp. 822-826, 2004.
- [49] YAMAMOTO, S., HORII, H., HURUTANI, M., MATSUMOTO, K., SENDA, M., “ Investigation of single, random, and true counts from natural radioactivity in LSO-based clinical PET”, *Annals of Nuclear Medicine*, v. 19, n. 2, pp. 109-114, 2005.
- [50] CASEY, M.E., NUTT, R., "A Multicrystal Two Dimensional BGO Detector System for Positron Emission Tomography”, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v. 33, n.1, pp. 460-463, 1985.
- [51] ANGER, H.O., "Scintillation camera" *Rev. Sci. Instr.*, v. 1, n.29, pp. 27-33, 1958.
- [52] CHERRY, S.R., SHAO, Y., SILVERMAN, R.W., MEADORS, K., SIEGEL, S., CHATZIOANNOU, A., YOUNG, J.W., JONES, W.F., MOYERS, J.C., NEWPORT, D., BOIUTEFNOUCHET, A., FARQUHAR, T.H., ANDREACO, M., PAULUS, M.J., BINKLEY, D.M., NUTT, R., PHELPS, M.E., "Micro PET: A High Resolution PET Scanner for Imaging Small Animals" *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v. 44, n.3, pp. 1161-1166, 1997.
- [53] CASEY, M.E., NUTT, R., “A multi-crystal two-dimensional BGO detector system for positron emission tomography”, *IEE Tran. Nucl. Sci*, n. 33, pp. 460-463, 1985.
- [54] MOSES, W.W., DERENZO, S.E., “Prospects for time-of-flight PET using LSO scintillator”, *IEE Tran. Nucl. Sci*, v. 46, n.3, 1999.
- [55] MUEHLLEHNER, G., KARP, J.S., “Positron Emission Tomography – Review”, *Phys. Med. Biol.*, v.51, R117-R137, 2006.
- [56] ZAIDI, H., HASEGAWA, B., “Determination of the Attenuation Map in Emission Tomography”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 44, n. 2, pp. 291-315, 2003.
- [57] BAILEY, D.L., “Transmission Scanning in emission tomography”, *Eur. J. Nucl. Med.*, n. 25, pp. 774-787, 1998.
- [58] KINAHAM, P.E., TOWNSEND, D.W., BEYER, T., SASHIN, D., “Attenuation Correction for a Combined 3D PET/CT Scanner”, *Med. Phys.*, n. 25, pp. 2046-2053, 1998.
- [59] BURGER, C., GOERRES, G., SCHOENES, S., BUCK, A., LONN, A.H., VON SCHULTHESS, G.K., “PET Attenuation Coefficients from CT Images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511 keV attenuation coefficients”, *Eur J Nucl Mol Imaging*, n. 29, pp. 922-927, 2002.

- [60] ZAIDI, H., “Is Radionuclide Transmission Scanning Obsolete for Dual-Modality PET/CT Systems?”, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, n.34, pp.815-818, 2007.
- [61] SURESHBABU, W., MAWLAWI, O., “PET/CT Imaging Artifacts”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.33, n. 3, pp. 156-161, 2005.
- [62] RATIB, O., “PET/CT Image Navigation and Communication”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 45, n. 1, pp. 46S-54S, 2004.
- [63] HOLM, S., TOFT, P., JENSEN, M., “Estimation of the Noise Contributions from Blank, Transmission and Emission Scans in PE”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 43, n.4, pp. 2285-2291, 1996.
- [64] STROTHER, S.C., “Measuring PET Scanner Sensitivity: Relating Contrasts to Image Signal-to-Noise Ratios using Noise Equivalent Counts”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 37, n. 2, 1990.
- [65] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION – NEMA, “Standard s Publications NU-2 1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs”, Washington DC, 1994.
- [66] BADAWI, R. D., DAHLBOM, M., “NEC: Some Coincidences are more Equivalent Than Others”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.46, n. 11, pp. 1767-1768, 2005.
- [67] DANNA, M., LECCHI, M., BETTINARDI, V., GILARD, M.C., STEARNS, A.C., “Generation of the Acquisition-Specific NEC Curves to Optimize the Injected Dose in 3D 18F-FDG Whole Body PET Studies”, *IEEE Transaction on Nuclear Science*, v. 53, n.1, pp. 86-92, 2006.
- [68] YOUNG, H., BAUM, R., CREMERIUS, U., HERHOLZ, K., HOEKSTRA, O., LAMMERTSMA, A.A., PRUIM, J., PRICE, P., “Measurement of Clinical and Subclinical Tumor Response Using  $^{18}\text{F}$  – FDG and Positron Emission Tomography: Review and 1999 EORTC Recommendations”, *European Journal of Cancer*, v. 35, n. 13, pp. 1773-1782, 1999.
- [69] BOELLAARD, R., KRAK, N.C., HOEKSTRA, O.S., LAMMERSTSMA, A.A., “Effects of Noise, Image Resolution, and ROI Definition on the Accuracy of Standard Uptake Values: A Simulation Study”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.45, n. 9, pp. 1519-1527, 2004.
- [70] IVANOVIC, M., McCARTNEY, W.H., KHANDANI, A., “Standard Uptake Values in Whole-Body FDG PET: Effects of Acquisition and Processing Parameters”, *IEEE Transaction on Nuclear Science*, pp.2813-2816, 2004.

- [71] IVANOVIC, M., LONCARIC, S., McCARTNEY, W.H., KHANDANI, A., “Evaluation of PET Standard Uptake Values Dependence on Imaging Protocols for Dual Time Point Imaging”, *IEEE Transaction on Nuclear Science*, pp. 4076-4079, 2004.
- [72] BUVAT, I., “Quantification in Emission Tomography: Challenges, Solutions and Performance”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A* 571, pp. 10-13, 2007.
- [73] THIE, J.A., “Understanding the Standardized Uptake Value, Its Methods and Implications for Usage”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.45, n. 9, pp. 1431-1434, 2004.
- [74] SORET, M., BACHARACH, S.L., BUVAT, I. “Partial Volume Effect in Tumor Imaging”, *Journal of Nuclear Medicine*, v.48, pp.932-945, 2007.
- [75] KRAK, N.C., BOELLAARD, R., et al, “Effects of ROI definition and reconstruction method on quantitative outcome and applicability in a response monitoring trial”, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, v.32, pp.294-301, 2005.
- [76] SRINIVAS, S.M., DHURAIRAJ, T., BASU, S., BRUAL, G., SURTI, S., ALAVI, A., “A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images”, *Ann. Nucl. Med.*, v.23,pp. 341-348.
- [77] KARP, J.S., DAUBE-WITHERSPOON, M.E., HOFFMAN, E.J., et al, “Performance Standards in Positron Emission Tomography”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 32, pp. 2342-2350, 1991.
- [78] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION – IEC, “International Standard IEC 61675-1: Radionuclide Imaging Devices – Characteristics and Test Conditions. Part 1: Positron Emission Tomographs”, Geneva, Switzerland, 1998.
- [79] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION–NEMA, “Standards Publications NU-2 2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs”, Rosslyn, VA, 2001.
- [80] DAUBE-WITHERSPOON, M.E., KARP, J.S., CASEY, M.E., DIFILIPPO, F.P., HINES, H., MUEHLLEHNER, G., SIMCIC, V., STEARNS, C.W., ADAM, L., KOHLMAYER, S., SOSSI, V., “PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 43, n. 10, pp. 1398-1409, 2002.
- [81] MAWLAWI, O., PODPLOFF, D.A., KOHLMAYER, S., WILLIAMS, J.J., STEARNS, C.W., CULO, R.F., MACAPINLAC, H., “Performance Characteristics of a

Newly Developed PET/CT Scanner Using NEMA Standards in 2D and 3D Modes”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 45, n.10, 2004.

[82] BETTINARD, V., DANNA, M., SAVI, A., LECCHI, M., CASTIGLIONI, I., GILARD, MC., BAMMER, H., LUCIGNANI, G., FAZIO, F., “Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST”, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, v. 31, n. 6, pp. 867-881, 2004

[83] BRAMBILLA, M., SECCO, C., DOMINIETTO, M., MATHEOUD, R., SACCHETTI, G., INGLESE, E., “Performance Characteristics Obtained for a New 3-Dimensional Lutetium Oxyorthosilicate-Based Whole Body PET/CT Scanner with the National Electrical Manufactures Association NU 2-2001 Standard”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 46, n. 12, 2005.

[84] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION–NEMA, “Standards Publications NU-2 2007: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs”, Rosslyn, VA, 2007.

[85] SURTI, S., KARP, J.S., “Imaging Characteristics of a 3-Dimensional GSO Whole-Body PET Camera”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 45, n 6, pp. 1040-1049, 2004.

[86] STRIGL, M., MARTINEZ, M.J., ZACH, C., ZIEGLER, S.I., HAHN, K., “Performance evaluation of the PET Sub-Systems of two PET/CT imagers according to NEMA Standard NU 2-2001”, *Z. Med. Phys.*, n. 16, pp. 83-91, 2006.

[87] BOLARD, G., PRIOR, J.O., MODOLO, L., DELALOYE, A.B., KOSINSKI, M., WASTIEL, C., MALTERRE, J., BULLING, S., “Performance Comparison of Two Commercial BGO-based PET/CT Scanners using NEMA NU 2-2001”, *Med Phys*, v. 34, n. 7, pp. 2708-2717, 2007.

[88] KEMP, B.J., KIM, C., WILLIAMS, J.J., GANIN, A., LOWE, V., “NEMA NU 2-2001 Performance Measurements of an LYSO-Based PET/CT System in 2D and 3D Acquisition Modes”, *Journal of Nuclear Medicine*, v. 47, n. 12, pp. 1960-1967, 2006.

[89] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION – IEC, “Technical Report IEC TR 61948-3: Nuclear Medicine Instrumentation – Routine Testes. Part 3: Positron Emission Tomographs”, Geneva, Switzerland, 2005

[90] KEIM, P., “An Overview of PET Quality Assurance Procedures: Part 1”, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, v .22, n. 1, pp. 27-34, 1994.

[91] KEIM, P., “An Overview of PET Quality Assurance Procedures: Part II, Understanding the results”, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, v. 22, n. 3, pp. 182-187, 1994.

- [92] GUIJARRO, J.A.R., ICAZA, M.M., LENTATI, G.O., JORGE, R.M., OROMENDIA, A.O., KOSTVINTSEVA, O., “Tomógrafos PET”, *Rev. Esp. Med. Nuclear*, n. 2, pp. 561-574, 2001.
- [93] BAILEY, D.L., JONES, T., SPINKS, T., “A method for Measuring the Absolute Sensitivity of Positron Emission Tomography Scanners”, *European Journal of Nuclear Medicine*, n. 18, pp. 374-379, 1991.
- [94] BERGMANN, H., DOBROZEMSKY, G., MINEAR, G., NICOLETTI, R., SAMAL, M., “An Inter-laboratory Comparison Study of Image Quality of PET Scanners Using NEMA NU 2-2001 Procedure for Assessment of Image Quality”, *Phys. Med. Biol.*, n. 50, pp. 2193-2207, 2005.
- [95] ESCOTT, E.F., RUBINSTEIN, D., “Free DICOM Image Viewing and Processing Software for your desktop computer: What is available and what it can do for you”, *Radiography*, vol. 23, n. 5, pp. 1341-1357, 2003.