UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

INSTITUTO DE FÍSICA

UMA PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CÂMARAS PET/SPECT

SBI-IFUSP
305M810T3766

SUELY MIDORI AOKI

INSTITUTO DE FÍSICA
Serviço de Biblioteca e Informação
Tombo: 3766 ex. 1

Dissertação apresentada ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Orientadora:

Profa Dra Cecil Chow Robilotta

Banca Examinadora:

Prof. Dr Alípio Luiz Dias-Neto (Depto Radiologia - FMUSP)

Profa Dra Elizabeth Mateus Yoshimura (Depto Física Nuclear - IFUSP)

São Paulo
2002

Prof. Armando Corbani Ferraz
Presidente da Comissão de Pós Graduação

616.075
A638p
M
ex.1

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Aoki, Suely Midori

Uma Proposta para Avaliação do Desempenho de Câmaras PET/SPECT.
São Paulo/2002.

Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo
Instituto de Física – Departamento de Física Geral

Orientador: Profa. Dra. Cecil Chow Robilotta
Área de Concentração: Física

Unitermos: 1. Controle de Qualidade;
2. Câmaras de Cintilação em Coincidência;
3. Câmaras PET/SPECT;
4. Imagens de Medicina Nuclear.

USP/IF/SBI-070/2002

... a maioria das coisas de valor durável desenvolve-se gradualmente, em seu próprio ritmo. A habilidade de aprender a partir da experiência - um dos maiores tesouros da humanidade - implica em um constante e gradual progresso. A combinação da calma interna e da determinação externa é a essência desta circunstância. As coisas boas às vezes brotam rapidamente; o verdadeiro prazer leva muito mais tempo.

I CHING

Dedico este trabalho à
memória de minha mãe e à
presença de meu pai

Agradecimentos

(de todo coração!)

A Deus, antes de tudo e todos!

À minha orientadora, Cecil, pelo exemplo de seriedade em seu trabalho, pela orientação dedicada, pela amizade e por me aturar todos esses anos!

À querida Rê, pelo amparo em todos os momentos, pelos conselhos sábios e "Zen" e pela amizade - "Domo Arigatou!".

Às queridasTeresa e Carlinha pela amizade, carinho e ótimo convívio. Ao Amando, apesar da distância.

Aos colegas do grupo: Eduardo, Roberto, Andreza, Benatti, Nestor, Rafael, Tiago, Maeda e desertores (Karin, Cássia e Marcelo). Aos companheiros de batalha: Fábio, Lorena e Silvana.

Ao Marcelo, "vizinho de corredor", pelo apoio moral.

Aos companheiros de estudo, principalmente em Quântica: Marisílvia, Eik, Lionel e Alex.

À equipe do IPEN que produziu (quase) religiosamente a FDG utilizada em minhas medidas.

Ao Dr Cláudio Meneghetti por permitir a coleta dos dados no Serviço de Radioisótopos do InCor e a toda equipe: Alê, Lili, "Sandras", Agda, Edimar, Marquinhos, Silvana, Márcia, Newtinho, Leandro, Gerson, Douglas, Didi, Dr Zé Soares, Dra Marisa, Dra Clementina, residentes e estagiários.

Ao Rubens pelas dicas valiosas na parte instrumental, pelas dicussões produtivas e pela amizade.

Especial ao Sérgio S. Furuie pela "quase orientação" e carinho.

Ao Carlos A. Buchpiguel e ao "primo" Jorge F. Yamamoto por acreditarem (terminei!!!).

Aos amigos do Tomodaty, com carinho especial para: Shibata (excelente e paciente projetista); Oshiro (desculpa pelo cronograma frustrado!); Maki & Edu, pelo apoio moral, gastronômico, "doguista" e fotográfico; Binha pelas dicas logísticas e... "Tin-tin pro Adilson!"

Com muito carinho pra Ana Maria.

Ao povo da FASP: Ana Cristina (carinho especial!), Surjan, "máfia de Campo Grande" (André, Léo, Ivone e Fábio), aos colegas docentes, funcionários (especialmente à Lina) e queridos alunos.

À secretaria do FGE: Dirce, Ivone, Silvana, Eduardo e Alexandre (onde quer que esteja!).

À secretaria da CPG, com um obrigada especial à Fran.

Aos suportes da Informática que me "suportaram" todo esse tempo: Jairo e Sérgio.

Ao Valdir e equipe pelas cópias produzidas durante todos esses anos (inclusive por esta aqui!).

Aos guardiões do portal da ALA I, especialmente Wilson e Silvio.

À minha "xará", Sueli, por todos os cafés, chás e quentões preparados durantes esses longos 4 anos.

A todos os professores deste Instituto que foram valiosos para a minha formação científica, acadêmica e pessoal, seja com seus exemplos ou com seus contra-exemplos!

Ao CNPq e à FASP pelos auxílios financeiros.

A todos que posso ter esquecido de citar, mas não de considerar!

Resumo

A tomografia por emissão de pósitrons ("Positron Emission Tomography" - PET) é uma técnica para obtenção de imagens tomográficas em Medicina Nuclear que permite o estudo da função e do metabolismo do corpo humano em diversos problemas clínicos, através do uso de fármacos marcados por radionuclídeos emissores de pósitrons. As aplicações mais freqüentes ocorrem em oncologia, neurologia e cardiologia, através da análise qualitativa e quantitativa dessas imagens.

Atualmente, a PET é realizada de duas maneiras: através de sistemas constituídos por anéis formados por alguns milhares de detectores operando em coincidência, chamados de sistemas dedicados; ou com o uso de câmaras PET/SPECT, formadas por dois detectores de cintilação em coincidência, que também servem para estudos com radionuclídeos emissores de fóton único ("Single Photon Emission Computed Tomography" - SPECT). O desenvolvimento desses sistemas PET/SPECT tornou viáveis os estudos com a fluor-deoxiglicose, [^{18}F]-FDG, um fármaco marcado com ^{18}F (emissor de pósitrons com 109 minutos de meia-vida física), para um número grande de clínicas e hospitais, principalmente por estes serem de uma tecnologia economicamente mais acessível que os realizados com a PET dedicada.

Neste presente trabalho, desenvolveu-se uma metodologia para caracterizar e avaliar um sistema PET/SPECT com dois detectores de cintilação e dispositivo com duas fontes pontuais de Cs-137, destinado à obtenção das imagens de transmissão para a correção de atenuação dos fótons.

Ela se baseia em adaptações dos testes convencionais de câmaras SPECT, descritos no IAEA TecDoc - 602 - 1991 ("International Atomic Energy Agency" - IAEA), e de sistemas PET dedicados, publicados no NEMA NU 2 - 1994 ("National Electrical Manufacturers Association" - NEMA).

O resultado foi organizado em forma de roteiros que foram testados em uma câmara da ADAC Laboratories/Philips, a Vertex™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC, instalada no Serviço de Radioisótopos do InCor - HCFMUSP (Instituto do Coração - Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo). Esta câmara foi a primeira instalada no Brasil e está sendo utilizada, predominantemente, para estudos oncológicos e de viabilidade miocárdica. O radiofármaco utilizado na obtenção das imagens foi a [^{18}F]-FDG, fornecida regularmente pelo IPEN/CNEN-SP (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear - São Paulo), e a reconstrução tomográfica foi realizada com o software próprio do sistema, utilizando-se os parâmetros padrão dos protocolos clínicos.

Foram utilizadas fontes pontuais suspensas no ar para as medidas de resolução espacial transversal e lineares imersas na água para as de fração de espalhamento e sensibilidade.

Na avaliação da sensibilidade, uniformidade, taxa de eventos verdadeiros, taxa de eventos aleatórios e tempo morto do sistema eletrônico, foram feitas imagens de um simulador físico construído especialmente para o presente trabalho, a partir das instruções da publicação NEMA NU 2 - 1994 para sistemas PET dedicados.

A acurácia da correção de atenuação foi verificada através das imagens do simulador físico citado com a inserção de três cilindros de densidades diferentes: água, ar e Teflon.

Os roteiros deste trabalho poderão servir de guia para Programas de Controle e Garantia de Qualidade e avaliação da performance de sistemas PET/SPECT com dois detectores de cintilação em coincidência. A implantação destes roteiros pelos centros clínicos que utilizam este tipo de equipamento aumentará a qualidade e a confiabilidade nas imagens resultantes, assim como na sua quantificação.

A Proposal for Evaluating the Performance of PET/SPECT Cameras

Abstract

Positron emission tomography, PET, is a Nuclear Medicine technique that allows the study of human body's function and metabolism in many clinical problems, with the help of pharmaceuticals labeled with positron emitters. The most frequent applications occur in oncology, neurology and cardiology, through qualitative and quantitative analysis of these images.

Currently, PET is performed in two manners: by using dedicated systems, consisted of rings of thousands of detectors operating in coincidence; or with the use of PET/SPECT cameras, formed by two scintillation detectors in coincidence, which are also used in SPECT studies (single photon emission tomography). The development of PET/SPECT systems made possible the studies with fluor-deoxiglucose, [^{18}F]-FDG, a pharmaceutical labeled with ^{18}F (positron emitter with 109 minutes physical half-life), for a large number of clinics and hospitals, mainly due to their economical accessibility when compared to the dedicated PET studies.

In this present work, a method was developed for characterizing and evaluating a PET/SPECT system with two scintillation detectors and device with two point sources of ^{137}Cs, designed to obtain the transmission images for the photon attenuation correction.

It is based on adaptations of the conventional tests of SPECT cameras, described in IAEA TecDoc - 602 - 1991 ("International Atomic Energy Agency " - IAEA), and those for dedicated PET systems, published in NEMA NU 2 - 1994 ("National Electrical Manufacturers Association " - NEMA).

The results were organized in a set of testing protocols and tested in the ADAC Laboratories/Philips camera, the Vertex™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC, installed in the Radioisotopes Service of InCor - HCFMUSP (Instituto do Coração - Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo). This camera was the first one installed in Brazil and is being used, predominantly, for oncological studies and miocardial viability. The radiopharmaceutical used was [^{18}F]-FDG, supplied regularly by IPEN/CNEN-SP (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Comissão Nacional de Energia Nuclear - São Paulo), and the tomographic reconstruction was performed with the system software, using the standard parameters of the clinical protocols.

Point sources suspended in air were used in the measurements of spatial resolution and linear sources immersed in water for scattering fraction and sensitivity measurements.

In the evaluation of sensitivity, uniformity, true events, random events and dead time of the electronic system, a phantom was constructed specifically for the present work, from the instructions of NEMA NU 2 - 1994 for dedicated PET systems.

The accuracy of the attenuation correction was verified from the images of the phantom with three inserts of different densities: water, air and Teflon.

The resultant protocols can serve as a guideline for Programs of Quality Control and Assurance, as well as for the evaluation of the performance of PET/SPECT systems with two scintillation detectors in coincidence. If implemented by clinical centers that use this type of equipment, it will enhance the quality and confidence of the resulting images, as well as their quantification.

UMA PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CÂMARAS PET/SPECT

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO **1**

1.1. Objetivo 2

1.2. Organização 3

2. FUNDAMENTOS DA TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS **6**

2.1. O decaimento radioativo por emissão de pósitrons 6

2.2. O radiofármaco mais utilizado em PET: [^{18}F]-FDG 8

2.3. Cronologia da instrumentação da PET 12

3. A CÂMARA COM DOIS DETECTORES DE CINTILAÇÃO EM COINCIDÊNCIA **18**

3.1. Aspectos instrumentais 18

3.1.1. A câmara de cintilação Anger 18

3.1.2. Modificações na câmara de cintilação 21

3.2. Os eventos de coincidência 24

3.3. Parâmetros característicos para a qualidade da imagem 27

3.3.1. Parâmetros característicos de desempenho de sistemas SPECT 28

3.3.2. Parâmetros característicos de desempenho de sistemas PET/SPECT 31

3.4. A aquisição de imagens em uma câmara com dois detectores de cintilação em coincidência 37

3.5. Reconstrução 40

4. ROTEIROS PARA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO **44**

4.1. Roteiro para medida da Resolução Espacial 45

4.1.1. Objetivo 45

4.1.2. Material 45

4.1.3. Método 45

4.1.4. Processamento dos Dados 47

4.1.5. Relatório 48

4.2. Roteiro para medida da Fração de Espalhamento 49
4.2.1. Objetivo 49
4.2.2. Materiais 49
4.2.3. Método 49
4.2.4. Processamento dos Dados 50
4.2.5. Relatório 53

4.3. Roteiro para medida de Sensibilidade 54
4.3.1. Objetivo 54
4.3.2. Material 54
4.3.3. Método 54
4.3.4. Processamento dos Dados 55
4.3.5. Relatório 56

4.4. Roteiro para medida de Uniformidade 57
4.4.1. Objetivo 57
4.4.2. Material 57
4.4.3. Método 57
4.4.4. Processamento dos Dados 58
4.4.5. Relatório 59

4.5. Roteiro para medidas de Aleatórios e Contagens Perdidas 60
4.5.1. Objetivo 60
4.5.2. Material 60
4.5.3. Método 60
4.5.4. Processamento dos Dados 61
4.5.5. Relatório 65

4.6. Roteiro para medida da Acurácia da Correção de Taxa de Contagem 67
4.6.1. Objetivo 67
4.6.2. Material 67
4.6.3. Método 67
4.6.4. Processamento dos Dados 68
4.6.5. Relatório 70

4.7. Roteiro para medida da Acurácia da Correção de Atenuação 71
4.7.1. Objetivo 71
4.7.2. Material 71
4.7.3. Método 71
4.7.4. Processamento dos Dados 72
4.7.5. Relatório 73

4.8. Roteiro para medida da Acurácia da Correção de Espalhamento 74
4.8.1. Objetivo 74
4.8.2. Material 74
4.8.3. Método 74
4.8.4. Processamento dos Dados 75
4.8.5. Relatório 76

5. MATERIAIS E MÉTODOS 77

5.1. Equipamentos e Dispositivos 77
5.1.1. Câmara com Dois Detectores de Cintilação em Coincidência 77
5.1.2. Plataforma e Programa de Reconstrução 79
5.1.3. Recursos Computacionais Adicionais 79
5.1.4. Simulador Físico e Fontes Radioativas 81
5.2. Radiofármaco 82
5.3. Métodos 83
5.3.1. Aquisição 83
5.3.2. Reconstrução 85
5.3.3. Cálculos 85

6. RESULTADOS DA AVALIAÇÃO DA CÂMARA VERTEX™ E DISCUSSÕES 86

6.1. Medida da Resolução Espacial 87
6.1.1. Características particulares 87
6.1.2. Cálculo do tamanho do pixel 87
6.1.3. Parâmetros de Aquisição 88
6.1.4. Resultados 89
6.1.5. Discussão 92

6.2. Medida da Fração de Espalhamento 93
6.2.1. Características particulares 93
6.2.2. Parâmetros de Aquisição 94
6.2.3. Resultados 95
6.2.4. Discussão 97

6.3. Medida de Sensibilidade 98
6.3.1. Características particulares 98
6.3.2. Parâmetros de Aquisição 99
6.3.3. Resultados 100
6.3.4. Discussão 102

6.4. Medida de Uniformidade 103
6.4.1. Características particulares 103
6.4.2. Parâmetros de Aquisição 104
6.4.3. Resultados 105
6.4.4. Discussão 107

6.5. Medidas de Randômicos e Contagens Perdidas 108
6.5.1. Características particulares 108
6.5.2. Parâmetros de Aquisição 109
6.5.3. Resultados 111

6.6. Acurácia da Correção de Taxa de Contagem 121
6.6.1. Características particulares 121
6.6.2. Parâmetros de Aquisição 121
6.6.3. Resultados 122

6.7. Acurácia da Correção de Atenuação 127
6.7.1. Características particulares 127
6.7.2. Parâmetros de Aquisição 128
6.7.3. Resultados 129

7. CONCLUSÕES 133

8. EM PERSPECTIVA 134

APÊNDICES

A. Reconstrução Tomográfica

A1 Recombinação

A2 Método FBP

A3 Método OSEM

B. Desenho do simulador físico

C. Planilha de Aquisição

D. Implementação do Algoritmo de Cálculo da Resolução Espacial

E. Implementação do Algoritmo de Cálculo da Uniformidade

1. Introdução

As imagens de Medicina Nuclear[i] são mapas de distribuições de substâncias marcadas com radionuclídeos concentradas em um certo órgão ou tecido, ou sistema orgânico, dentro do corpo humano. Elas são obtidas após a administração dos radiocompostos aos pacientes, que pode ser por vias intra-venosa, oral ou por inalação, fornecendo informações funcionais e/ou metabólicas. O radionuclídeo decai emitindo uma ou mais radiações que são registradas por detectores dispostos do lado de fora do paciente. Para estas aplicações, geralmente são utilizados os radionuclídeos emissores de raios gama (fótons) com energias na faixa de 80 a 400 keV.

Uma das técnicas de obtenção de imagens mais usuais da Medicina Nuclear é a Tomografia por Emissão de Fóton Único[ii] (SPECT - "Single Photon Emission Computed Tomography"), em que o radionuclídeo utilizado emite um ou mais fótons que são detectados por uma câmara de cintilação que gira ao redor do paciente. As imagens resultantes são tomográficas, isto é, são reconstruídas a partir de projeções adquiridas em vários ângulos ao redor do paciente, nas quais existe superposição de diferentes distribuições radioativas, cujo efeito é eliminado através do processo da reconstrução dos cortes.

Outra técnica é a Tomografia por Emissão de Pósitrons[iii] (PET- "Positron Emission Tomography"), em que as imagens são obtidas pela detecção de fótons provindos da aniquilação do pósitron, emitido pelo radionuclídeo, com um elétron livre dentro do corpo do paciente. O uso de imagens de PET estava inicialmente limitado a poucas instituições clínicas e de pesquisa devido, principalmente, ao alto custo dos equipamentos envolvidos, tanto para a produção dos radionuclídeos de interesse que, por possuírem uma meia-vida curta, teriam de ser produzidos no local onde seriam utilizados, como para a produção das imagens, pois a tecnologia envolvida é exclusiva e mais elaborada que a de SPECT.

Por outro lado, o crescente interesse e os benefícios que as imagens de PET, produzidas por sistemas dedicados, podem trazer a diversas áreas médicas incentivaram o desenvolvimento de equipamentos menos custosos e mais acessíveis à comunidade da Medicina Nuclear, em especial, as câmaras de cintilação de SPECT, modificadas para uso também em PET[iv v].

Atualmente[vi], vários fabricantes de câmaras de cintilação têm desenvolvido câmaras SPECT com modificações que permitam a obtenção, em coincidência, de imagens com fótons de alta energia, como os de aniquilação, de 511 keV. Estas adaptações incorporam às novas câmaras cristais espessos para aumentar a sensibilidade para estes fótons, enquanto

permitem também a aquisição de imagens com radionuclídeos convencionais com mínimas mudanças na resolução intrínseca da câmara.

Aplicações clínicas de imagens por emissão de pósitrons são, comprovadamente, úteis em diversas áreas da Medicina. Como exemplos, pode-se citar:

- Oncologia, mais usada no diagnóstico[vii]: no estudo de nódulos pulmonares[viii] e tumores[ix], e em casos mais específicos, como no estudo da síntese proteica através da metionina ligada ao ^{11}C [x];
- Neurologia: nas aplicações em psiquiatria[xi] [xii] [xiii], nos estudos de mal de Alzheimer[xiv], de Parkinson, epilepsia[xv], estudo da ação de drogas em receptores[xvi]; e
- Cardiologia: no estudo de disfunções ventriculares[xvii] , na análise da viabilidade do uso de imagens do miocárdio para casos de transplantes cardíacos[xviii], e em casos mais específicos, como no estudo do consumo de oxigênio usando [1-11C]acetato[xix] e do fluxo sanguíneo[xx] usando dióxido de carbono marcado com ^{15}O.

1.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de uma metodologia para caracterizar e avaliar uma câmara PET/SPECT, com dois detectores em coincidência, provida de um dispositivo com duas fontes pontuais de Cs-137, destinado à obtenção das imagens de transmissão para a correção de atenuação dos fótons. Essa metodologia foi desenvolvida a partir de adaptações dos testes convencionais de câmaras SPECT ("Technical Document-International Atomic Energy Agency - IAEA", TecDoc 602 - 1991) e de sistemas PET dedicados ("National Electrical Manufacturers Association, NEMA - Standards Publication", NU2 - 1994), visto que ainda não há uma padronização para avaliar este tipo de câmara.

Os parâmetros obtidos devem ser comparados com os valores padrão fornecidos pelo fabricante, para uma avaliação da performance do equipamento.

A câmara utilizada neste trabalho foi a VERTEX™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC da ADAC Laboratories/Philips (USA), instalada no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Este sistema foi o primeiro instalado no Brasil, em 1998, e está sendo utilizado, no seu aspecto PET, para estudos oncológicos e de viabilidade miocárdica. O radiofármaco utilizado na obtenção das imagens foi a FDG (fluorodeoxiglicose), marcada com Flúor-18, fornecida semanalmente pelo IPEN/CNEN-SP (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear-São Paulo).

A metodologia resultante deste trabalho poderá ser incluída em Programas de Controle de Qualidade de Sistemas PET/SPECT de centros clínicos que utilizam este tipo de câmara, aumentando a qualidade e confiabilidade nas imagens resultantes.

1.2 Organização

No capítulo 2, serão descritos os fundamentos físicos da Tomografia por Emissão de Pósitons (nuclídeos emissores, processo de aniquilação do pósitron e os eventos de coincidência); será apresentado também um resumo da cronologia do desenvolvimento da instrumentação PET.

Detalharemos, no capítulo 3, os aspectos instrumentais da modificação de uma câmara de cintilação e definiremos os parâmetros característicos de câmaras SPECT e PET, bem como o processo de aquisição de imagens com uma câmara PET/SPECT.

A proposta de roteiros para a avaliação de desempenho deste tipo de câmaras, compondo um manual de medidas de desempenho, será apresentada no capítulo 4.

No capítulo 5, mostraremos os equipamentos, materiais e métodos empregados para a obtenção das medidas de desempenho da câmara VERTEX™ da ADAC Laboratories/Philips e no 6, os resultados obtidos e discussões.

No capítulo 7, apresentaremos a conclusão desta dissertação.

Constam ainda desta dissertação as perspectivas, capítulo 8, e cinco apêndices: um resumo sobre a recombinação e métodos de reconstrução utilizados, o desenho do simulador físico, o formulário dos "Parâmetros da Aquisição" e as implementação, em Linguagem C, dos algoritmos do Cálculo da Resolução Espacial e da Uniformidade.

Referências:

[i] Mayneord WV, Turner RC, Newbery SP e Hodt HJ. "A Method of Making Visible the Distribution of Activity in a Source of Ionizing Radiation". Nature. 1951; 4279: 762-765.

[ii] Gelfand MJ e Thomas SR. Effective Use of Computers in Nuclear Medicine. Londres - UK: McGraw Hill, 1988. capítulo 2.

[iii] Sandler MP, Patton JA, Coleman RE, Gottschalk A, Wackers FJT e Hoffer PB. Diagnostic Nuclear Medicine. 3. ed. USA: Williams & Wilkins Co, 1996. capítulo 10.

[iv] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans Nucl Sci.1976; NS-23: 528-537.

[v] Patton JA e Turkington TG. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999; 40-3: 432-441.

[vi] Lewellen TK. "PET imaging using gamma cameras: An update". Nucl Med Comm. 1999; 20:5-12.

[vii] Shreve PD, Steventon RSS e cols. "Oncologic Diagnosis with 2-[Fluorine-18]Fluoro-2-deoxy-D-glucose Imaging: Dual-head Coincidence Gamma Camera versus Positron Emission Tomographic Scanner". Radiology. 1998; 207: 431-437.

[viii] Coleman RE, Laymon CM e Turkington TG. "FDG Imaging of Lung Nodules: A Phantom Study Comparing SPECT, Camera-based PET, and Dedicated PET". Radiology. 1999; 210: 823-828.

[ix] Landoni C, Gianolli L e cols. "Comparison of Dual-Head Coincidence PET versus Ring PET in Tumor Patients". J Nucl Med. 1999; 40: 1617-1622.

[x] Hellman P, Ahlström H, Bergström M, Sundin A, Langström B, Weterberg G e Julin C. "Positron emission Tomography with ^{11}C-methionine in hyperparathyroidism". Surgery. 1994; 116(6): 974-981.

[xi] Andreasen N. "Brain imaging: Applications in psychiatry". Science. 1988; 239: 1381-1388.

[xii] Rabiner EA, Bhagwagar Z, Gunn RN, Sargent PA, Bench CJ, Cowen PJ e Grasby PM. "Pindolol augmentation of selective serotonin reuptake inhibitors: PET evidence that the dose used in clinical trials is too low". Am J Psych. 2001; 158: 2080-2082.

[xiii] Banati RB, Goerres GW, Tjoa C, Aggleton JP e Grasby P. "The functional anatomy of visual-tactile integration in man: a study using positron emission tomography". *Neuropsy*. 2002; 38: 115-124.

[xiv] Azari N, Pettigrew K, Schapiro M, Haxby J, Grady C e cols. "Early detection of Alzheimer's disease: A statistical approach using positron emission tomographic data". J Cerebral Blood Flow Metabolism. 1993; 13: 438-47.

[xv] Ho SS, Berkovic SF, Berlangieri SU, Newton MR, Egan GF, Tochon-Danguy HJ e McKay WJ. "Comparison of ictal SPECT and interictal PET in the presurgical evaluation of temporal lobe epilepsy". Ann Neurol. 1995; 37(6):738-745.

[xvi] Rabiner EA, Gunn RN, Wilkins M, Sargent PA, Mocaer E, Sedman E, Cowen PJ e Grasby PM. "Drug action at the 5-HT_{1A} receptor in vivo: autoreceptor and post-synaptic receptor occupancy examined with PET and [^{11}C]WAY-100635". Nucl Med Biol. 2001; 27: 509-513.

[xvii] Chan RK, Lee KJ, Calafiore P, Berlangieri SU, McKay WJ e Tonkin AM. "Comparison of dobutamine echocardiography and positron emission tomography in patients with chronic ischemic left ventricular dysfunction". J Am Coll Cardiol. 1996; 27:1601-1607.

[xviii] Kalff V, Every BV, Barton HJ, Bergin PJ, Esmore DS, Berlangieri SU e Kelly MJ. "The limited role of myocardial fluorine-18 fluorodeoxyglucose imaging in candidates for cardiac transplantation: a planar imaging study". Eur J Nucl Med. 1998; 25(3):253-258.

[xix] Armbrecht J, Buxton D, Brunken R, Phelps M e Schelbert H. "Regional myocardial oxygen consumption determined noninvasively in humans with [1-^{11}C]acetate and dynamic positron tomography". Circulation. 1989; 80: 863-872.

[xx] Araujo L, Lammertsma A, Rhodes C, McFalls E, Iida H, Rechavia E, Galassi A, De Silva R, Jones T e Maseri A. "Noninvasive quantification of regional myocardial blood flow in coronary artery disease with oxygen-15-labeled carbon dioxide inhalation and positron emission tomography ". Circulation. 1991; 83:875-85.

2. Fundamentos da Tomografia por Emissão de Pósitrons

Na Tomografia por Emissão de Pósitrons ("Positron Emission Tomography" - PET), os fótons detectados possuem energia de 511 keV e são provenientes da aniquilação do pósitron, resultante do decaimento radioativo de alguns tipos de radionuclídeos, com um elétron livre presente no tecido do corpo do paciente. Estes fótons são emitidos sempre aos pares e a, aproximadamente, 180° um do outro. Como a aniquilação sucede-se a uma curta distância do local da liberação do pósitron (até alguns poucos milímetros, dependendo da energia do e^+), o mapa da distribuição do radionuclídeo nos órgãos do paciente pode ser feito através da detecção, em coincidência, desse par de fótons por detectores dispostos em oposição ao redor do paciente. Estes detectores são acoplados eletronicamente de modo que se dois fótons forem detectados, sem ambigüidade dentro de uma certa janela temporal, eles podem ser chamados de coincidentes e tidos como provenientes da mesma aniquilação. Estes eventos de coincidência são armazenados em matrizes correspondendo às projeções que são, posteriormente, manipulados por técnicas de reconstrução tomográfica, formando as imagens com informações funcionais dos órgãos em estudo. Este capítulo descreve os princípio físicos nos quais se baseia a PET.

2.1 O decaimento radioativo por emissão de pósitrons

O decaimento radioativo é um processo pelo qual um núcleo instável transforma-se em um outro, estável ou não, pela emissão de partículas e/ou fótons e liberação de energia nuclear. Usualmente, o núcleo radioativo instável é chamado de pai e o resultante de filho, que

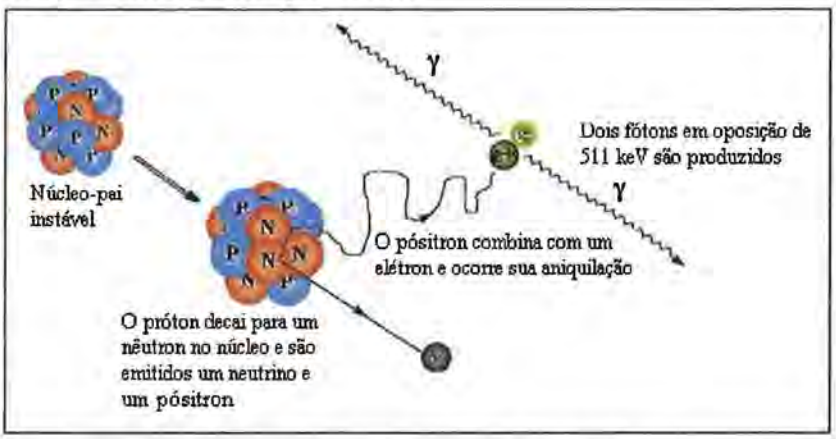


Figura 1 – Emissão e Aniquilação do Pósitron
Fonte: "Introduction to PET Physics" – Divisão de Medicina Nuclear – Universidade de Washington – RD Badawi

também pode ser instável e sofrer decaimento. Referimo-nos ao nuclídeo radioativo como radionuclídeo[1].

Um dos modos de decaimento radioativo é por emissão de pósitrons, que ocorre em nuclídeos com excesso de prótons: um próton, p^+, decai em um nêutron, n, um pósitron (elétron carregado positivamente), e^+ ou β^+, e um neutrino, υ, com liberação de energia:

$$p^+ \rightarrow n + e^+ + \upsilon + Energia$$

O pósitron e o neutrino são ejetados do núcleo e, após percorrer uma curta distância (da ordem de poucos milímetros), o pósitron perde sua energia cinética por interação com os elétrons do meio. Ao atingir a velocidade quase nula em, aproximadamente, 10^{-9}s, o pósitron combina com um elétron num processo de aniquilação, no qual suas massas são convertidas em energia (figura 1). Esta energia aparece na forma de dois fótons de aniquilação de 511 keV cada, que deixam o local da aniquilação em direções opostas (180,0° ± 0,6° um do outro).

Na notação padrão, o decaimento β^+ é representado por:

$$^{A}_{Z}X \xrightarrow{\beta^+} + \,^{A}_{Z-1}Y$$

A tabela 1 mostra alguns radionuclídeos que decaem emitindo pósitrons utilizados na Medicina Nuclear.

Tabela 1 - Propriedades dos radionuclídeos emissores de pósitrons usados na MN[1]

Radionuclídeo	Meia-vida (min)	Energia máxima do pósitron (MeV)	Método de Produção
^{11}C	20,3	0,98	cíclotron
^{13}N	9,97	1,19	cíclotron
^{15}O	2,07	1,70	cíclotron
^{18}F	109,7	0,635	cíclotron
^{68}Ga	68,3	1,895	gerador

Em alguns radionuclídeos, pode acontecer um decaimento competitivo entre a emissão de β^+ e a captura eletrônica. A emissão de pósitrons e a captura eletrônica produzem o mesmo efeito no núcleo-pai. Ambos são modos de decaimento isobáricos que diminuem o número atômico de uma unidade. Eles são modos alternativos de atingir o mesmo final. Entre

[1] Comumente usa-se o termo radioisótopo, mas este deve-se referir somente para especificar um membro de uma família de isótopos como radioativo, por exemplo, o I-131 é um radioisótopo do elemento iodo.

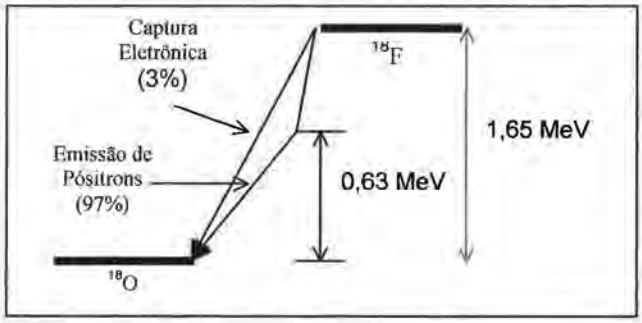


Figura 2 – Diagrama do esquema de decaimento para o ^{18}F mostrando os processos competitivos entre a emissão de pósitrons e a captura eletrônica.

os radionuclídeos, o decaimento β^+ ocorre mais freqüentemente entre elementos mais leves (supondo que o requisito da energia mínima de transição de 1,022 MeV seja satisfeito), enquanto que a captura eletrônica é mais freqüente entre os elementos pesados, uma vez que, nestes elementos, os elétrons orbitais tendem a estar mais próximos do núcleo, podendo ser mais facilmente capturados.

Há radionuclídeos que podem decair pelos dois modos e o mais freqüentemente usado em PET é o ^{18}F, cujo esquema de decaimento é mostrado na figura 2: para este radionuclídeo, 3% dos núcleos decaem por captura eletrônica e 97% por emissão de pósitrons.

2.2 O radiofármaco mais utilizado em PET: [^{18}F]-FDG

Um dos motivos mais fortes para se usar a PET em investigações médicas (pesquisa e/ou clínica) é a existência de nuclídeos emissores de pósitron de elementos como o Carbono, Nitrogênio, Oxigênio e Flúor, que podem ser ligados a compostos orgânicos encontrados em sistemas vivos. Um exemplo é o ^{11}C que, ligado ao composto metionina, participa da síntese de proteínas, possibilitando investigações na área da Oncologia; o ^{13}N ligado à amônia auxilia nos estudos da perfusão miocárdica; o ^{15}O ligado à água permite estudos da ativação cerebral através da análise da perfusão sanguínea; o ^{18}F ligado a uma molécula de glicose é usado tanto em estudos oncológicos, neurológicos como cardíacos.

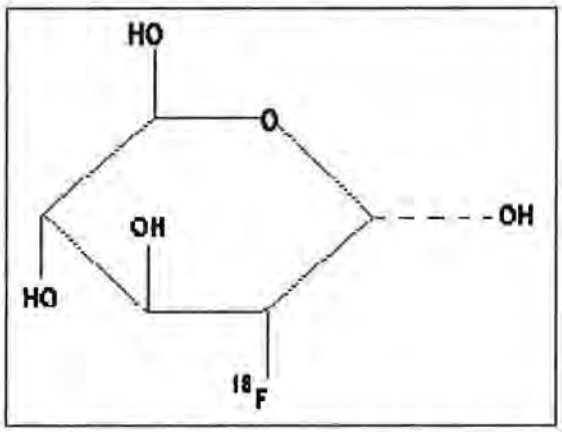


Figura 3 – Molécula de FDG 2-deoxi-2-[^{18}F]-flúor-D-Glucose

A molécula de deoxi-glicose que possui seu segundo grupo hidroxila substituído pelo ^{18}F (figura 3), forma um dos compostos traçadores mais comumente utilizados na PET - a [^{18}F]-FDG (fluor-deoxiglicose). Isso se deve à meia-vida física relativamente longa do radionuclídeo, 109 minutos, assim como ao caminho metabólico da própria molécula que leva a sítios onde a função celular está ativa. Então, a imagem de um cérebro obtida com a PET e [^{18}F]-FDG, por exemplo, mostrará a função metabólica de suas células quando no consumo da glicose.

Segundo o tutorial "Let's Play PET" [11], "o caminho percorrido pela [^{18}F]-FDG, similar a de outras moléculas de glicose, pode ser modelado matematicamente por um seqüência de compartimentos: os três primeiros compartimentos do metabolismo da glicose são mostrados na parte superior da figura 4. A glicose é fosforizada depois de sua transferência ao tecido, formando a glicose-6-fosfato (G-6-P). A última seta à direita do terceiro compartimento simboliza que a G-6-P é ainda metabolizada no caminho glicólico (a desfosforização do G-6-P não é mostrada).

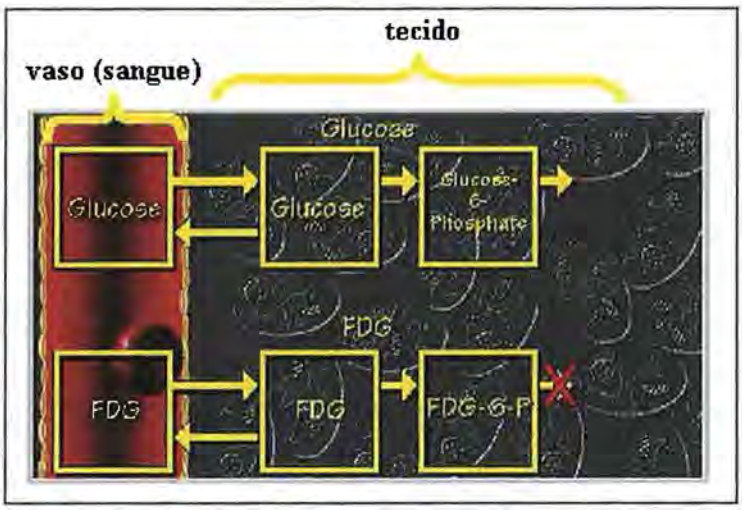


Figura 4 – Modelo Compartimental da Fluorodeoxiglicose
Fonte: http://laxmi.nuc.ucla.edu:8000/lpp/shocked/lppshocked.html

Os três compartimentos mostrados na parte inferior da figura 4 mostram o caminho metabólico da FDG. Depois de sua injeção no sangue, a [^{18}F]-FDG entra no tecido e é fosforizada em FDG-6-fosfato (FDG-6-P). Devido ao oxigênio ausente na posição do segundo carbono, a FDG-6-P não pode mais ser metabolizada no caminho glicólico.

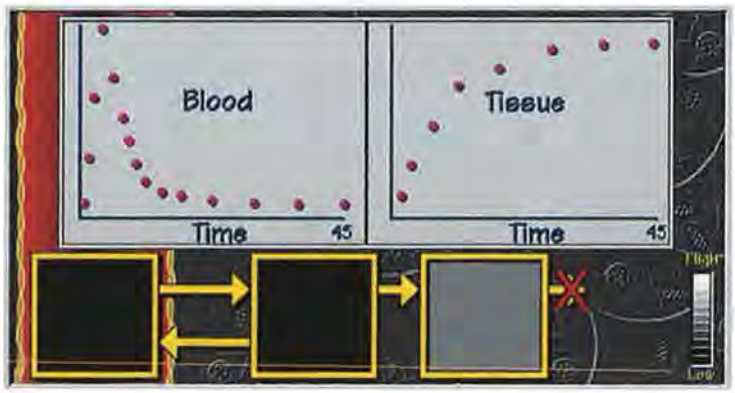


Figura 5 – Curvas da concentração de FDG no sangue e tecido em um estudo de PET, com 45 minutos de duração.
Fonte: http://laxmi.nuc.ucla.edu:8000/lpp/shocked/lppshocked.html

Durante um estudo de PET utilizando [^{18}F]-FDG, o nível de glicose endógeno é relativamente constante (em estado estacionário). A [^{18}F]-FDG é tipicamente injetada como um "bolo" no sangue. Depois da injeção deste "bolo", a [^{18}F]-FDG inicialmente atinge um pico no sangue e depois se acumula no tecido. Os gráficos da figura 5 foram obtidos através de um estudo de PET de 45 minutos de duração: a curva do sangue foi obtida a partir de amostras sangüíneas analisadas por contadores tipo poço, descrevendo a concentração de [^{18}F]-FDG durante os 45 minutos do estudo; a curva do tecido representa a concentração de [^{18}F]-FDG obtida da análise de contagens em uma região do tecido, extraídos de uma seqüência de mapeamentos de PET, adquirida durante os 45 minutos".

As áreas médicas que se beneficiam com estudos realizados com [^{18}F]-FDG são:

- **Oncologia**, na localização de células tumorais e/ou metástases, diferenciação entre tumores ativos e tecidos cicatrizados e necrosados, monitoramento de mudanças biológicas nos locais de tumores de pacientes submetidos a tratamentos quimioterápicos ou radioterápicos. A PET auxilia no acompanhamento de tratamento de tumores, quando outras técnicas não conseguem fornecer informações precisas sobre o tratamento; por exemplo, a figura 6[III] mostra imagens de corpo total de um paciente com osteosarcoma em tratamento. A radiografia revela uma lesão da esclerótica na asa ilíaca esquerda (seta A). As imagens de F-18 (mapeamento ósseo com Fluoreto) mostram uma intensa captação na asa ilíaca e calvário (seta B) e na junta sacral inferior, sugerindo uma atividade osteoblástica. Entretanto, não é visto um aumento focal correspondente no metabolismo da [^{18}F]-FDG (quadrados). Isto é consistente com a doença tratada. A assimetria da captação da [^{18}F]-FDG nos músculos das extremidades inferiores (setas C) é devida à movimentação do paciente com um dispositivo protético. A intensa atividade metabólica do músculo esquelético movimentado enfatiza a importância do paciente permanecer em repouso durante o período de captação da [^{18}F]-FDG após a injeção. Também pode-se notar o aumento de [^{18}F]-FDG no músculo cardíaco e no cérebro, órgãos normalmente mais ativos que os outros.

Figura 6 – Imagens de PET com [^{18}F]-FDG de um paciente com osteosarcoma tratado; o quadro amarelo mostra uma imagem de raio X.
Fonte: http://www.nuc.ucla.edu/html_docs/frame_pet.html

- **Neurologia**, como um instrumento de diagnóstico em epilepsia, demência, esquizofrenia, apoplexia, doença de Alzheimer, doença de Parkinson e pacientes com tumores cerebrais. A figura 7[III] mostra duas imagens de cortes cerebrais de PET utilizando [^{18}F]-FDG: a imagem à esquerda é de um indivíduo normal, usado como referência, a da direita é de um paciente com doença de Alzheimer. A primeira imagem deste paciente foi obtida em 1985 e mostra uma diminuição evidente da atividade metabólica nos lobos pariental (setas A) e temporal (setas B). O hipometabolismo nas regiões corticais temporal e pariental é comum em pacientes com demência mental, e parece que este perfil é indicativo dos primeiros estágios da doença de Alzheimer. Um grande número de pacientes com sinais e sintomas de demência e que tem hipometabolismo dos lobos pariental e temporal teve o diagnóstico da doença confirmado por biópsia ou autópsia.

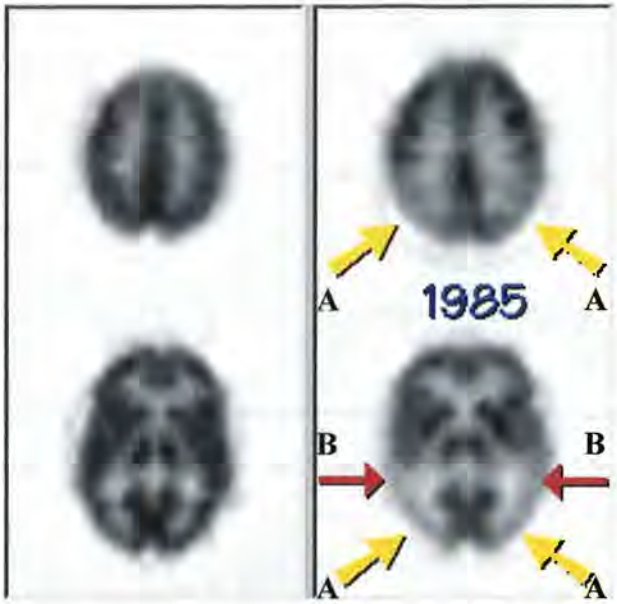


Figura 7 – Cortes transversais de PET, utilizando FDG, do corte sagital do cérebro de um indivíduo normal (esquerda) e um com Doença de Alzheimer (direita).
Fonte: http://www.nuc.ucla.edu/html_docs/frame_pet.html

- **Cardiologia**, no estudo da viabilidade miocárdica, de cardiopatias isquêmicas e como base de informação para construção de imagens paramétricas. A PET cardíaca é uma ferramenta muito útil para a avaliação do metabolismo do miocárdio. A figura 8 mostra nas duas primeiras fileiras os cortes obtidos em um estudo de perfusão com SPECT

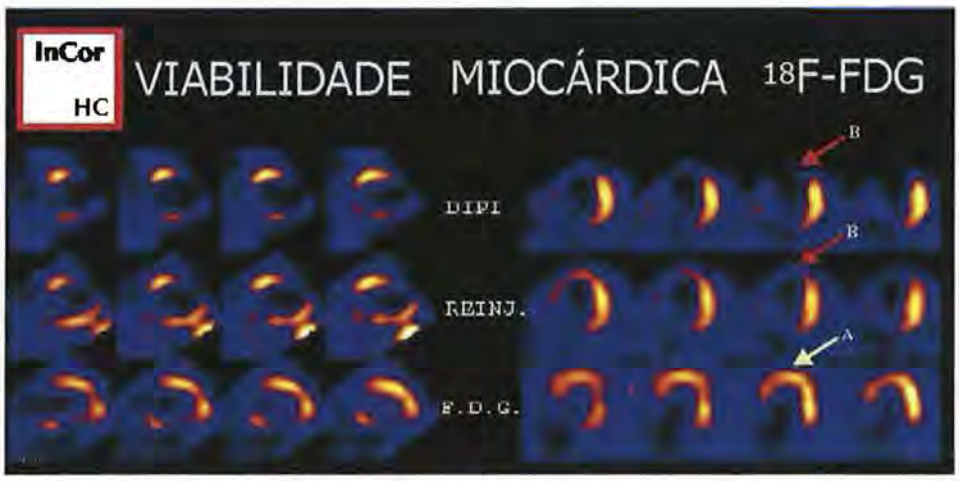


Figura 8 – Imagens do miocárdio em um estudo de perfusão (1.a e 2.a fileira) na SPECT com MIBI-^{99m}Tc e na PET com FDG.
Fonte: Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP.

e o radiofármaco ^{99m}Tc-MIBI. A primeira fileira corresponde à aquisição feita após a injeção de Dipiridamol, uma droga para ativar os músculos cardíacos como se o paciente tivesse se submetido a uma série de exercícios físicos (situação de estresse). A segunda corresponde à aquisição feita após um período de repouso, com re-injeção do radiofármaco. A terceira fileira mostra os cortes obtidos com a PET e [^{18}F]-FDG. Nestes pode-se verificar uma área do miocárdio (seta A) com atividade que nos cortes de SPECT mostrou-se pouco e até não-perfundido (setas B). Assim, a PET permitiu a confirmação de que uma área do miocárcio estava funcionalmente viável.

2.3 Cronologia da instrumentação da PET

Para que possamos compreender melhor o desenvolvimento da tecnologia envolvida na obtenção das imagens por emissão de pósitrons, mostraremos a seguir, baseado no artigo[IV] "A History of Positron Imaging" de Gordon L. Brownell, um breve apanhado nas mudanças ocorridas durante décadas, desde os primórdios da década de 50, quanto à detecção deste tipo de radiação e as importantes contribuições de pesquisadores da área.

Figura 9 – Primeiro dispositivo para aquisição de imagens clínicas de pósitrons.
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node2.html

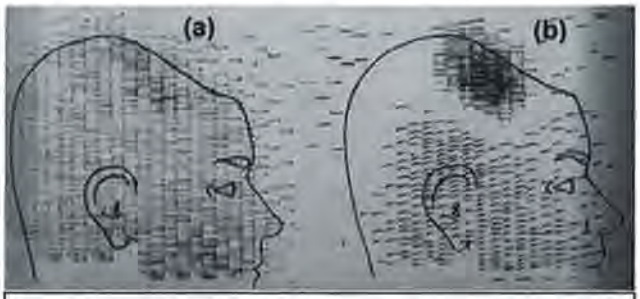


Figura 10 – (a) Mapeamento de um paciente, obtido em coincidência, mostrando a recorrência do tumor cerebral após cirurgia prévia do local. (b) Mapeamento desbalanceado mostrando a assimetria à esquerda.
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node2.html

No início dos anos 50, Gordon L. Brownell sugeriu que o uso da radiação provinda da aniquilação do pósitron pudesse melhorar a qualidade das imagens cerebrais. Então, com projeto e construção de um mapeador, usando dois detectores de iodeto de sódio, NaI(Tl), com diâmetro igual a 1 ½" e espessura de 1", em oposição (figura 9), pelo Laboratório de Pesquisa Física do Hospital Geral de Massachusetts, imagens de pacientes com suspeita de tumor cerebral (figura 10) foram obtidas e eram melhores que as obtidas na época com outras técnicas. Foram utilizados os radionuclídeos ^{48}V, ^{52}Mn, ^{64}Cu, ^{74}As e ^{84}Rb, que emitem pósitrons na ordem de 30 a 60%, e todos, menos o ^{64}Cu, possuem meia-vida de, aproximadamente, dias ou

semanas. Os dados eram obtidos pela translação em duas dimensões dos dois detectores em oposição, usando detecção em coincidência, para formar uma imagem bi-dimensional da fonte de pósitrons (foi a primeira tentativa para gerar imagens com detecção dos fótons de aniquilação de pósitrons). Assim, um artigo foi publicado em 1953[V] descrevendo este equipamento e os resultados obtidos.

Em 1958[VI], Hal Anger usou dois detectores de cintilação de NaI(Tl), para a aquisição de imagens por emissão de pósitrons. As linhas de projeções seriam determinadas pelo registro eletrônico dos eventos detectados em um curto intervalo de tempo.

Figura 11 – Mapeador de pósitrons híbrido
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node3.html

Na tentativa de aumentar a sensibilidade desses sistemas que utilizavam câmaras de cintilação Anger em coincidência, Brownell e colaboradores desenvolveram um mapeador (figura 11), especialmente para cérebros, em meados de 1960, cujos resultados foram publicados em 1968[VII]. Era composto por duas fileiras de nove detectores, em que cada um pode estar em coincidência com três detectores da fileira oposta. As características adicionais deste equipamento foram o aumento da sensibilidade e uma outra maneira de se obter informações tridimensionais, focando nos planos paralelos que se encontram entre as duas distribuições de detectores. Esta última característica foi uma poderosa adição ao mapeador e permitiu que imagens de lesões fossem obtidas e suas posições fossem estimadas em terceira dimensão, selecionando o plano com a imagem mais nítida.

Em 1968, com publicação em 1972[VIII], foi projetado, também por Brownell e colaboradores, o PC-I (figura 12) que também possuia duas fileiras de detectores, porém incorporava a rotação e a translação desses dois bancos de detectores e incluia movimento interpolado dos detectores para melhorar a amostragem e a qualidade da imagem. A idéia original era produzir imagens focadas nos planos paralelos aos planos do detector e imagens tomográficas nos planos transversais. O uso do PC-I para obter imagens tomográficas computadorizadas só se deu após

Figura 12 – PC-I, o primeiro dispositivo pa obtenção de imagens tomográficas de PET
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node4.html

o desenvolvimento do algoritmo de reconstrução de imagens utilizando retroprojeções filtradas por David Chesler. Com a aplicação deste algoritmo nos dados obtidos com o PC-I, as imagens tomográficas computadorizadas foram denominadas imagens PET (tomografia por emissão de pósitrons).

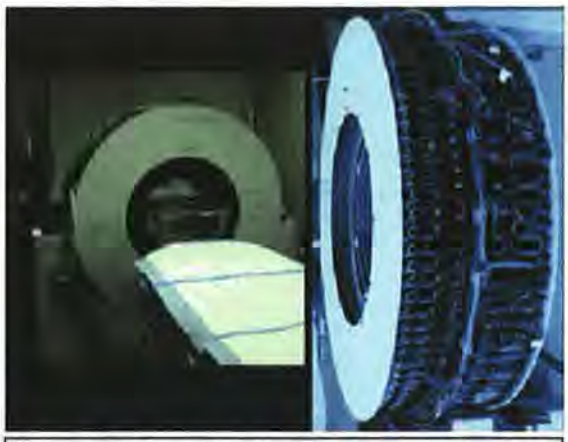


Figura 13 – PCR-I: tomógrafo de emissão de pósitron com anel único e acoplamento analógico
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node8.html

Uma outra versão, PC-II, foi construído nos Laboratórios de Pesquisas Físicas do Hospital Geral de Massachusetts, entre 1971 e 1976, e uma versão comercial foi desenvolvida pela "The Cyclotron Corporation", com algumas características adicionais.

O próximo passo na instrumenação da PET foram as disposições cilíndricas ou circulares de detectores: James Robertson, em 1973, e Z. H. Cho, em 1975, e seus colaboradores foram os primeiros a proporem um sistema de anéis. Para se aumentar a amostragem foram propostas diversas técnicas. Um tomógrafo, com os detectores dispostos em anel, foi desenvolvido no laboratório de Donner, na Universidade de Berkeley, em 1979, e usava uma grande quantidade de detectores ligados individualmente a pequenas fotomultiplicadoras; Charles Burnham, do Laboratório de Pesquisas Físicas do Hospital Geral de Massachusets, desenvolveu, entre 1981 e 1985, um sistema de acoplamento óptico que permitia o uso de múltiplos detectores pequenos "visualizados" por um fototubo. Isto levou ao desenvolvimento

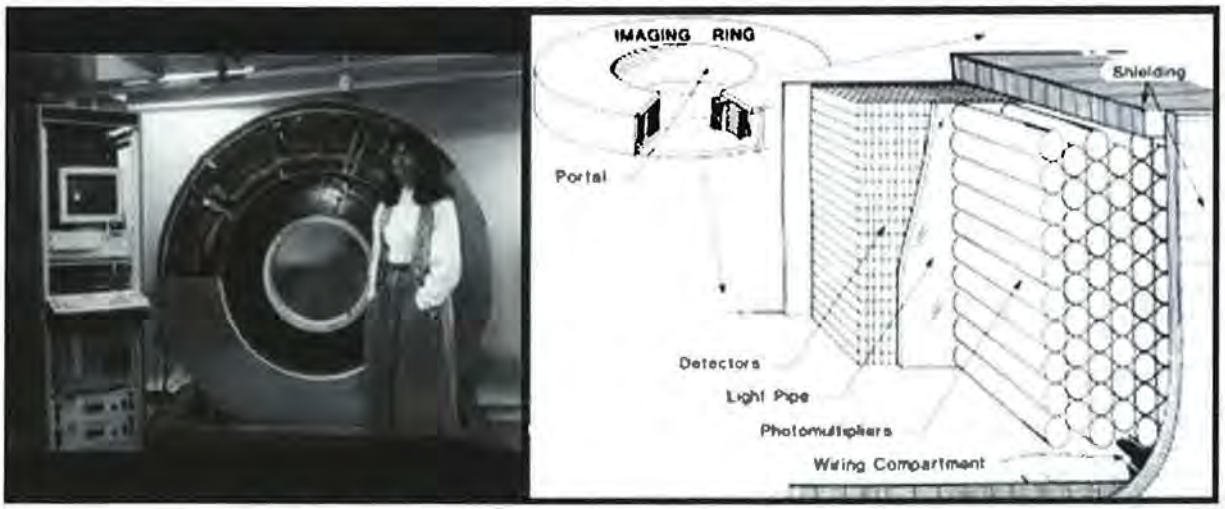


Figura 14 – PCR-II: tomógrafo de emissão de pósitrons cilíndrico
Fonte: http://www.mit.edu/~glb/node8.html

de dois sistemas PET por aquele grupo: PCR-I, em 1985, que usava uma disposição com um anel (figura 13), e o PCR-II, em 1988, que usava uma disposição cilíndrica (figura 14), com múltiplas baterias de detectores e fototubos.

A história da PET tem sido um contínuo melhoramento da resolução e sensibilidade e continuará sendo, visto que novas geometrias estão sendo propostas, novos materiais para os detectores estão sendo desenvolvidos e aperfeiçoamento das técnicas de reconstrução tem sido feito.

Apesar de Anger[IX] ter mostrado, no início dos anos 60, que dois detectores de cintilação amplo e fino (cristal único de NaI(Tl)) em oposição poderiam ser usados para a obtenção de imagens de PET e, em 1975, Muehllehner e colaboradores[X] terem apresentado melhorias na eletrônica de detecção em coincidência, o desenvolvimento da instrumentação de PET caminhou para os sistemas dedicados, formados por anéis de detectores. Esta tendência deveu-se, sobretudo, às limitações da taxa de contagem do cristal único de NaI(Tl), que possui menor sensibilidade para fótons de 511 keV que detectores de cintilação de menor área e mais espessos que circundam o paciente[XI], e da pouca disponibilidade comercial da [^{18}F]-FDG e similares.

Uma das principais limitações da sensibilidade de câmaras de cintilação se deve a uma grande porcentagem dos fótons de alta energia, 511 keV, passar através do cristal sem interagir. Outra limitação é o tempo de ocorrência das cintilações dentro do cristal ser maior que 800 ns, reduzindo a eficiência de detecção quando as taxas de contagens são muito altas.

Atualmente, um dos cristais mais utilizados nos detectores de sistemas PET dedicados é o BGO ("Bismuth Germanate Oxide"). Estes cristais detectam com maior eficiência fótons de 511 keV que os de NaI(Tl). A tabela 2 mostra as características dos cristais de BGO e de NaI(Tl):

Tabela 2 - Propriedades de cintiladores[XII]

Cristal Cintilador	Número Atômico Efetivo (Z)	Densidade (g/cm3)	Coeficiente de Atenuação Linear (cm^{-1})	Índice de Refração	λmáx (nm)	Tempo de Decaimento (ns)	Frágil	Higroscópico	Eficiência Luminosa (fótons/MeV)
BGO $Bi_4Ge_3O_{12}$	74	7,13	0,92	2,15	480	300	Não	Não	8200
NaI(Tl)	51	3,67	0,34	1,85	410	230	Sim	Sim	38000

Os sistemas com dois detectores de cristal único de NaI(Tl) em oposição e coincidência tiveram maior comercialização e implantação em clínicas somente na segunda metade da década de 90. Isto foi facilitado pela ampliação da produção e conseqüente comercialização da [^{18}F]-FDG que, devido à sua meia-vida física relativamente longa, 109 minutos, permitiu aquisições de imagens com contagem suficiente para estudos de longa duração e que não saturasse o cristal.

Apesar da redução na sensibilidade e na capacidade de taxa de contagem, o uso clínico desses sistemas, com capacidade de aquisição de imagens através de fótons simples e daqueles provindos da aniquilação de pósitrons, é conveniente devido ao custo relativamente baixo, comparado com os sistemas de PET dedicados. Esta dupla funcionalidade atende satisfatoriamente às aplicações clínicas, principalmente em locais em que o fornecimento de FDG é limitado, como é o caso do Brasil, de modo a possibilitar o seu uso contínuo, tanto em PET como em SPECT.

Referências:

[I] Badawi RD. Universidade de Washington - Divisão de Medicina Nuclear. "Introduction to PET Physics". Disponível em: <http://nucmed.rad.washington.edu/web/teaching/teaching_index.html> Acesso em: abr. 2002; e
Weast RC. Handbook of Chemistry and Physics. 56ª ed. Cleveland - Ohio - USA: CRC Press, 1975-1976. p. B-252.

[II] Phelps ME. Universidade da Califórnia - Departamento de Farmacologia Molecular e Médica. "Let's Play PET". Disponível em: <http://laxmi.nuc.ucla.edu:8000/lpp/shocked/lppshocked.html> Acesso em: abr. 2002.

[III] Phelps ME. Universidade da Califórnia - Departamento de Farmacologia Molecular e Médica. "Let's Play PET - Clinical Applications of PET". Disponível em: <http://laxmi.nuc.ucla.edu:8000/lpp/clinpetcardio/evaluation.html> Acesso em: ago. 2002.

[IV] Brownell GL. "A History of Positron Imaging". Apresentação preparada em celebração do 50º ano de serviços prestados pelo autor ao Massachusetts General Hospital. 15 de Outubro de 1999.

[V] Brownell GL, Sweet WH. "Localization of brain tumors with positron emitters". Nucleonics. Nov. 1953; 11: 40-45.

[VI] Anger HO e Rosenthal DJ. "Scintillation Camera and Positron Camera". Medical Radioisotope Scanning - IAEA. 1959; 59-75.

[VII] Brownell GL, Burnham SW, Aronoe S, Kazemi H e Strieder D. "New Developments in positron Scintigraphy and the application of Cyclotron-produced Positron Emitters". Proceedings of the Symposium on Medical Radioisotope Scintigraphy. 1968; 163-176.

[VIII] Brownell GL e Burnham CA. "MGH Positron Camera". NEREM. 1972; 2: 117; e
Burnham CA e Brownell GL. "A multicrystal positron camera". IEEE Trans Nucl Sci. 1972; NS-19: 201-205.

[IX] Anger HO. "Gamma-Ray and Positron Scintillator Camera". Nucleonics. 1963; 21:56.

[X] Muehllehner G. "Positron camera with extended counting rate capability". J Nucl Med. 1975; 16:653-657.

[XI] Budinger TF. "PET Instrumentation: What are the Limits?". Sem Nucl Med. 1998; XXVIII-3: 247-267.

[XII] Budinger TF. "PET Instrumentation: What are the Limits?". Sem Nucl Med. 1998; XXVIII-3: 250; e
Badawi RD. Universidade de Washington - Divisão de Medicina Nuclear. "Introduction to PET Physics". Disponível em: <http://nucmed.rad.washington.edu/web/teaching/teaching_index.html> Acesso em: abr. 2002.

3. A Câmara com Dois Detectores de Cintilação em Coincidência

Atualmente, quase todos os fabricantes incorporaram às câmaras tomográficas com dois detectores de cintilação em coincidência os recursos de correção de atenuação e de algoritmos de reconstrução iterativos[1], aumentando consideravelmente sua utilização clínica. Os maiores benefícios dessas câmaras que permitem a aquisição de imagens utilizando os fótons únicos (SPECT) ou aqueles provindos da aniquilação de pósitrons (PET) são o custo[1] e a dupla funcionalidade.

Apresentaremos neste capítulo as principais características instrumentais de câmaras de cintilação convencionais (SPECT) e de sistemas com dois detectores de cintilação em coincidência (PET/SPECT). Serão apresentados também os parâmetros que qualificam as imagens obtidas em cada um.

3.1 Aspectos instrumentais

3.1.1 A câmara de cintilação Anger

Os componentes básicos de uma câmara de cintilação convencional Anger são (figura 15):

- colimador,
- cristal detector,
- matriz de tubos fotomultiplicadores, e
- circuitos lógicos de posicionamento.

Esta câmara é conectada a um computador.

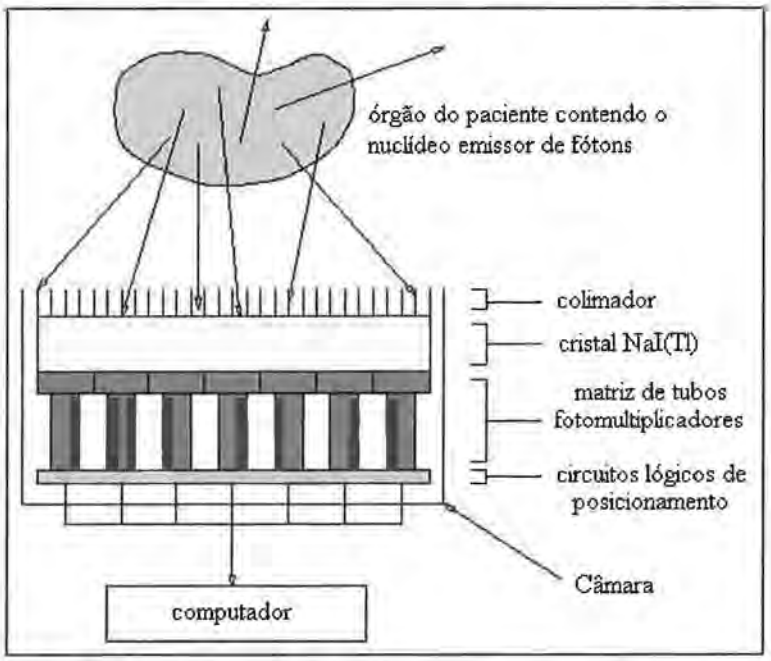


Figura 15 – Esquema de uma câmara de cintilação convencional.
Fonte: http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home/tutorial/tutorial.html

[1] No início deste trabalho, em 1999, um sistema PET dedicado custava em torno de US$1,5 milhão, sem considerar o custo de um ciclotron para a produção de radiofármacos específicos e toda sua infra-estrutura. Um sistema com duas câmaras de cintilação, no qual se podem utilizar os radiofármacos produzidos para a Medicina Nuclear convencional além da [^{18}F]-FDG, tinha seu preço em torno dos US$500mil. Atualmente (2002), o preço de sistemas PET dedicado já está próximo de uma câmara tomográfica convencional.

Uma câmara de cintilação Anger produz o mapa da distribuição do radiofármaco administrado ao paciente através da detecção somente dos fótons registrados no fotopico. Os nuclídeos comumente usados possuem energia entre 80 e 200 keV.

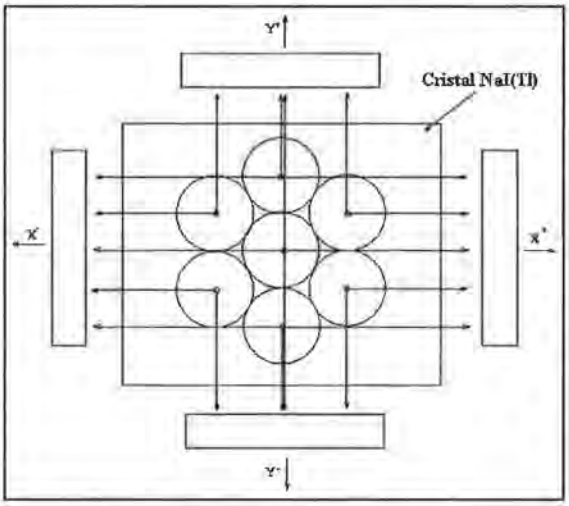


Figura 16 – Ilustração de um circuito lógico de localização.
Fonte:http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home/tutorial/pics/photomultipliers.gif

Os fótons provindos do órgão do paciente que atravessam o colimador são absorvidos pelo cristal de NaI(Tl), onde ocorrem as cintilações, criando uma primeira imagem de "flashes" de luzes no cristal. Essas cintilações são convertidas pelos tubos fotomultiplicadores, acoplados opticamente[2] na parte de trás do cristal, em sinais elétricos. O sinal é enviado ao circuito lógico de posicionamento[II] (figura 16) que determina a posição onde cada cintilação ocorreu e, conseqüentemente, o local do órgão de onde proveio o fóton. Essa informação de localização é enviada a um computador que exibe a imagem do órgão em um monitor.

O colimador é feito geralmente de chumbo, tungstênio ou liga de materiais de número atômico alto, com um grande número de furos que podem possuir várias geometrias: paralelos, convergentes, divergentes, em leque, em cone, etc. No caso de colimadores de furos pararelos, estes são todos iguais, de secção transversal constante, e seus eixos formam um conjunto de linhas paralelas e pouco espaçadas, perpendiculares à face do cristal. O material entre os furos forma os septos. A função do colimador é permitir que somente os fótons na direção paralela, ou quase paralela, ao eixo de seus furos atinjam o cristal, assegurando a correta localização do ponto de emissão do fóton no órgão (figura 17).

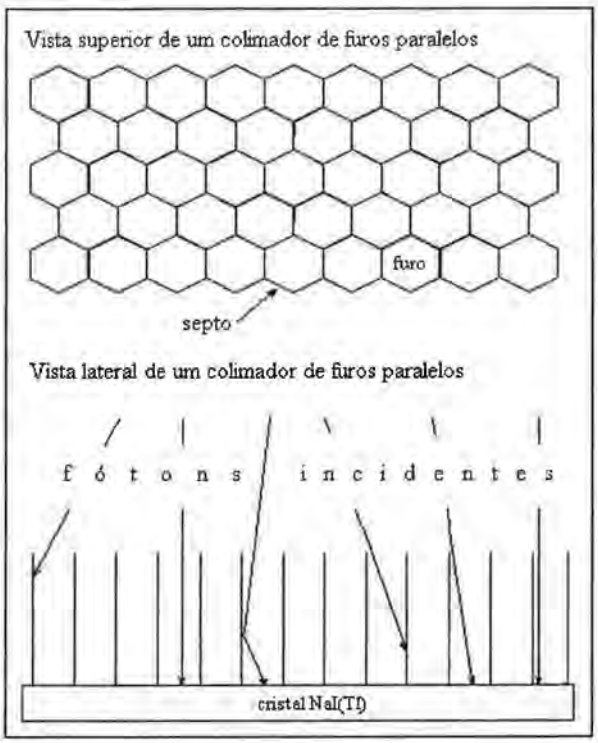


Figura 17 – Colimador.
Fonte:http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home/tutorial/ pics/collside.gif

[2] Usualmente este acoplamento é feito com uma janela transparente.

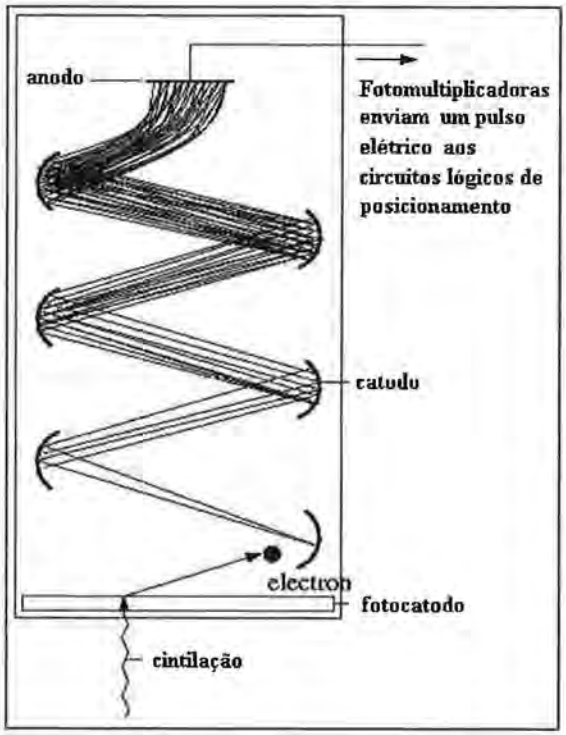


Figura 18 – Diagrama ilustrativo do processo de multiplicação dos elétrons em um tubo fotomultiplicador.
Fonte:http://www.physics.ubc.ca/~mirg/home tutorial/tutorial.html

O cristal é feito de iodeto de sódio, dopado com uma pequena quantidade de impureza de tálio[3] , dito, então, ativado por tálio[III]. Este material é transparente e emite luz quando absorve um fóton. A luz emitida tem comprimento de onda igual a 410 nm, perto do final do espectro visível.

O fóton proveniente do paciente interage com o cristal por efeito fotoelétrico ou espalhamento Compton, havendo a produção de elétrons secundários de alta energia, que perdem sua energia principalmente por ionização. A energia perdida pelos elétrons é liberada na forma de fótons secundários (cintilações), cujo número total é diretamente proporcional à energia absorvida pelo cristal. Geralmente, 20 a 30 fótons secundários são produzidos em cada keV de energia absorvida.

Um fóton proveniente do paciente é absorvido em algum ponto do cristal, praticamente na linha de projeção do seu local de origem, e a cintilação emitida originar-se-á desse mesmo ponto. O mapa das cintilações corresponde à projeção da distribuição radioativa dentro do paciente.

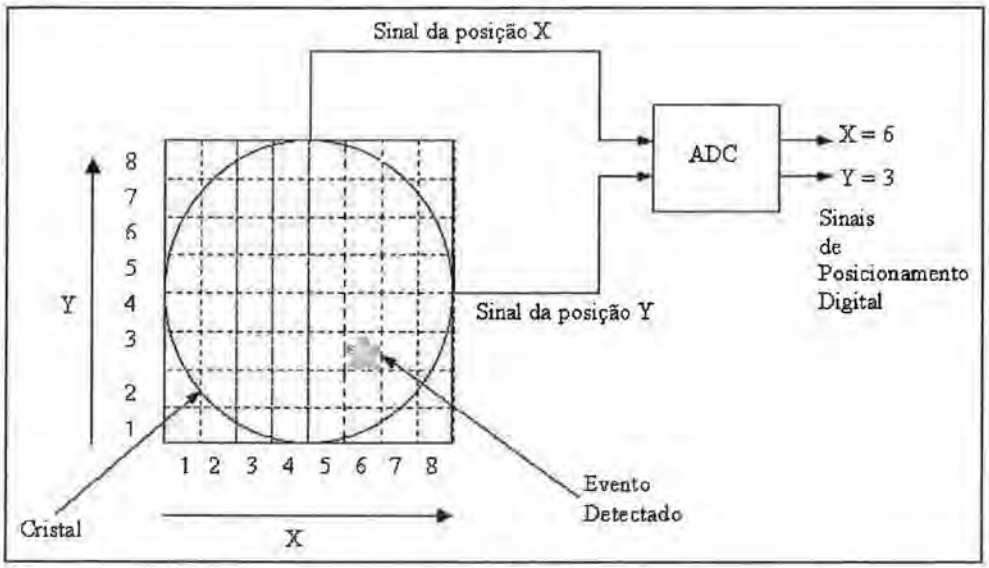


Figura 19 – Esquema do processo pelo qual os sinais de posicionamento análogos de uma câmara Anger são transformados em uma imagem digital.

[3] À temperatura ambiente, o cristal puro de iodeto de sódio não emite cintilação. Entretanto, se incorporamos uma pequena impureza de cloridro de tálio no cristal como ativador, centros luminescentes serão formados, podendo ser excitados por radiação ionizante, mesmo à temperatura ambiente.

Quando um fóton é absorvido e ocorre uma cintilação, cada um dos tubos que recebeu esta cintilação produz um pulso de corrente (figura 18). A amplitude do pulso de um dado tubo é diretamente proporcional à quantidade de luz que seu fotocatodo recebeu, então, os tubos próximos da origem da cintilação produzem os maiores pulsos, enquanto que os distantes produzem sinais menores.

Antes que esses pulsos sejam enviados aos circuitos lógicos de localização para processamento, eles são pré-amplificados.

Até este ponto, este modelo é aplicável a todas as câmaras de cintilação tipo Anger.

Atualmente, as câmaras de cintilação são digitais. O circuito de posicionamento lógico foi substituído por um circuito eletrônico que subdivide a área de detecção da câmara em uma matriz (figura 19[IV]). O sinal elétrico correspondente ao evento detectado é convertido num sinal digital, através de um conversor analógico-digital ("analogic-digital conversor" - ADC), e relacionado com sua posição na matriz digital. No exemplo da figura 19, os sinais das posições x e y do evento detectado tem amplitudes digitais de 6 e 3, respectivamente. Então, o evento deve ser alocado na posição x=6 e y=3 na imagem digitalizada de 8x8.

3.1.2 Modificações na câmara de cintilação

Os fótons provenientes da aniquilação de pósitrons têm uma energia de 511 keV, maior que a energia dos emitidos pelos radionuclídeos utilizados normalmente em Medicina Nuclear, então, para a obtenção de imagens com câmaras de cintilação em coincidência, houve a necessidade de se desenvolver tecnologias para aplicações que utilizassem fótons de alta energia.

O primeiro passo foi expandir a faixa de energia do analisador de altura de pulso[V]. Em alguns sistemas, a janela de aquisição é ajustada para o fotopico através de ajustes da alta-tensão, permitindo a obtenção de grandes faixas de energias de aquisição. Em outros, o modo de trabalho em alta energia é obtido com a redução da alta-tensão e a recalibração do analisador de altura de pulso, resultando em alguma dificuldade na aquisição de imagens a baixas energias, quando aquisições simultâneas em altas e baixas energias são desejadas.

Outro fator a ser considerado, quando da mudança para aplicações em alta energia, era o mapa de correção de uniformidade e linearidade[V]: a dependência energética da uniformidade do campo de uma fonte radioativa extensa é bem conhecida na faixa das baixas e médias energias, então os mapas usados produzem imagens de boa uniformidade nos casos de estudos clínicos convencionais. Entretanto, estender esta faixa para 511 keV requeria refazer estes mapas de correção para altas energias. A solução para este problema depende de cada fabricante, pondendo ser simplesmente o uso de mapas de energia média para gerar

novos mapas de alta energia ou uma combinação dos dois (mapas de linearidade de média energia e mapas de uniformidade de alta energia).

As câmaras de cintilação normalmente utilizam detectores de cristais de NaI(Tl) com espessura de 9,5 mm (3/8"), pois estes proporcionam imagens de boa resolução espacial nas baixas energias (menores que 200 keV). A eficiência[VI] destes cristais é de 84 % no fotopico de 140 keV, porém no fotopico de 511 keV é somente de 13%. Para se aumentar a eficiência neste último caso, os fabricantes têm aumentado a espessura dos cristais para 12,7 mm (1/2"), 15,9 mm (5/8") e 19,1 mm (3/4"), conforme mostra a tabela 3.

Tabela 3 - Eficiência de detecção no fotopico x Espessura do cristal de NaI(Tl) para radionuclídeos comumente utilizados em Medicina Nuclear[VI]

Espessura do Cristal (mm)	^{201}Tl 70 keV (%)	^{99m}Tc 140 keV (%)	^{111}In 172 keV (%)	^{111}In 247 keV (%)	^{67}Ga 93 keV (%)	^{67}Ga 184 keV (%)	^{67}Ga 300 keV (%)	^{131}I 364 keV (%)	^{18}F 511 keV (%)
9,5	100	84	75	45	100	68	33	24	13
12,7	100	91	84	55	100	78	41	31	17
15,9	100	95	90	64	100	85	48	36	21
19,1	100	98	92	67	100	90	54	42	24

Como os fótons provenientes da aniquilação do pósitron devem ser detectados simultaneamente, a probabilidade de detecção de um evento de coincidência, a eficiência, é o produto das duas probabilidades de detecção nos dois detectores. Para cristais de 9,5 mm, a eficiência da coincidência[VI] é 13% x 13%, resultando em 1,69% e para cristais de 15,9 mm, a eficiência da coincidência é 21% x 21%, resultando em 4,41%. Isto representa um aumento por um fator de 2,6, sendo que a eficiência de um detector simples aumenta somente por um fator de 1,6.

Nos sistemas que necessitam adquirir rotineiramente imagens de fótons únicos de baixa energia e também fótons de alta energia provindos da aniquilação de pósitrons, o aumento da espessura do cristal resulta na degradação da resolução espacial intrínseca nas baixas energias, porém estudos demonstraram que estas degradações não são clinicamente significantes, conforme pode ser visto na tabela 4[VII], para o sistema comercial VariCam (Elscint Ltda, Haifa, Israel - 1999).

Tabela 4 - Resoluções espaciais intrínsecas (FWHM das Funções de Dispersão Linear) com cristais de NaI(Tl) para baixas energias, emissores de fóton único e pósitrons

Radionuclídeo	Energia (keV)	Resolução para cristal 9,5 mm (mm)	Resolução para cristal 15,9 mm (mm)
^{201}Tl	70	4,8	5,6
^{99m}Tc	140	3,8	4,3
^{18}F	511	3,1	3,3

A modificação mais significativa adaptada para utilização de câmeras de cintilação em coincidência é a implementação da capacidade de formação de imagens com altas taxas de contagem, pois as câmaras de cintilação devem detectar eventos individuais com taxas de contagem extremamente altas para serem capazes de detectar eventos coincidentes clinicamente aceitáveis. Este progresso se baseia no fato da absorção de fótons de 511 keV produzir um sinal elétrico de grande intensidade (a luz produzida no cristal da absorção total de fótons de 511 keV é quase quatro vezes mais intensa que a resultante de uma absorção total de fótons de 140 keV), possibilitando a medição do início de pulsos elétricos que resultam das interações no cristal e cortá-los antes que toda a luz tenha sido coletada em cada interação. Assim, com a redução da duração dos sinais[VI] de 1μs para 200 ns, aproximadamente, diminuiu-se significantemente o tempo-morto introduzido por cintilação, a custo de alguma perda na resolução energética.

Para aumentar a sensibilidade, alguns fabricantes implementaram a opção de se usar duas janelas de energia por detector: uma sobre a região do espalhamento Compton e outra sobre a do fotopico[VIII]; esta aproximação foi feita primeiramente por Muehllehner e colaboradores[IX]. A sensibilidade geral pode ser aumentada de um fator de dois pela aceitação da coincidência de eventos provenientes do espalhamento Compton detectados por um detector e de eventos do fotopico detectados pelo outro detector. Uma discussão mais detalhada será feita no item 3.2.

Ainda com o objetivo de se aumentar a sensibilidade, os colimadores convencionais da SPECT foram suprimidos.

Para a redução da detecção de eventos espalhados, foram introduzidos dispositivos constituídos de folhas confeccionadas com materiais de diferentes números atômicos para servirem de absorvedores graduados (uma discussão mais detalhada será feita posteriormente).

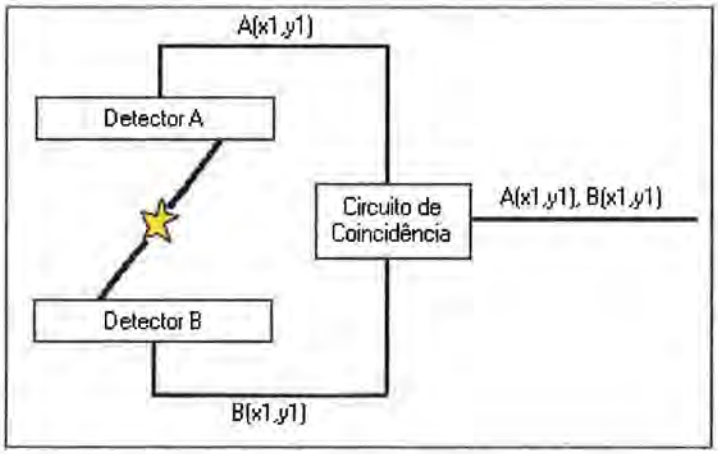


Figura 20 – Câmara com dois detectores de cintilação.

Uma modificação final é requerida para aquisição de imagens de coincidência: a adição de um circuito de coincidência entre os dois detectores de cintilação, usando uma janela temporal de, aproximadamente, 12 a 15 ns, permitindo a identificação de eventos em que ambos os detectores registrem as interações simultaneamente (dentro de 7,5 ns um do outro).

3.2 Os eventos de coincidência

A figura 20 mostra o esquema da aquisição de imagens usando-se uma câmara com dois detectores de cintilação. Os dois detectores são posicionados a 180° um do outro e giram conjuntamente ao redor da região a ser mapeada. Como os colimadores convencionais de múltiplos septos não são usados, os fótons poderão interagir com os detectores em qualquer ângulo de incidência. Quando uma emissão de pósitron ocorre, os fótons resultantes da aniquilação saem do sítio onde são produzidos a quase 180° um do outro. Se um dos dois fótons atingir um dos detectores, a janela temporal de coincidência (tipicamente 12 a 15 ns) entre os dois detectores é aberta, e se um fóton for detectado no outro detector durante este intervalo de tempo, um evento de coincidência é registrado. A identificação das coordenadas da interação dos dois fótons nos dois detectores resulta na localização do processo de aniquilação dentro do paciente, portanto, o local de decaimento do pósitron, em algum ponto ao longo da linha definida por aquelas coordenadas. Para a validação deste evento de coincidência, a janela do analisador de altura de pulso geralmente é fixada em (511± 15%) keV, ou seja, de 434,35 keV a 587,65 keV.

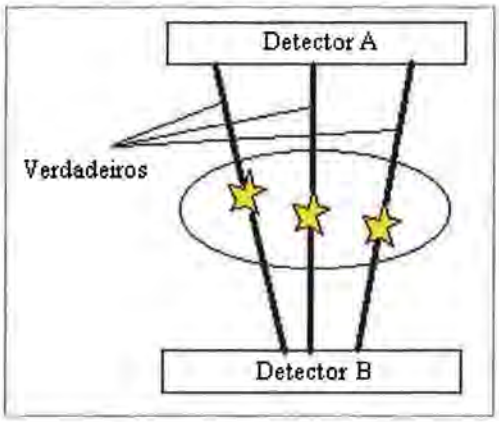


Figura 21 – Coincidência Verdadeira.

detector (figura 24) dentro da janela temporal de coincidência, um evento de coincidência com informação da posição incorreta será registrado, produzindo na imagem um efeito de borramento. Esse tipo de evento é denominado de **espalhado**. O analisador de altura de pulso pode eliminar os efeitos de espalhamento de grandes ângulos, mas os efeitos de ângulos pequenos permanecerão, como no caso das imagens rotineiras de fótons únicos.

Detecção dos eventos: O espectro de energia de uma fonte pontual de ^{18}F suspensa no ar e medida com uma câmara de cintilação é mostrado na figura 25B. O fotopico em 511 keV, a borda Compton em 350 keV e o pico de retro-espalhamento em 170 keV estão indicados na figura.

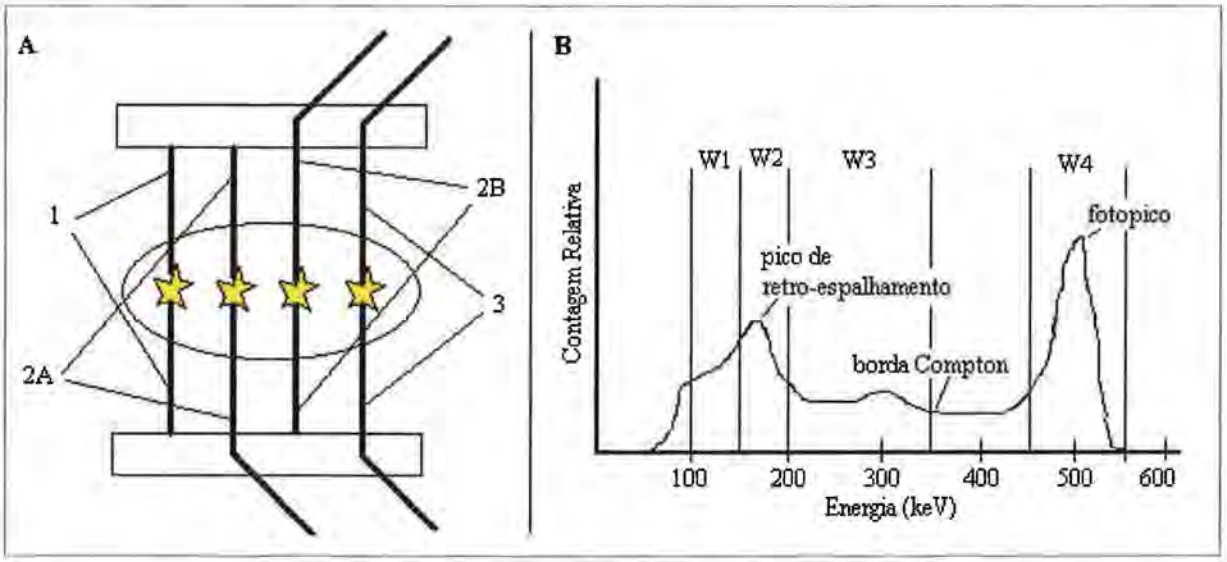


Figura 25 – (A) Esquemas das interações ocorridas numa câmara com dois detectores de cintilação em coincidência; (B) Espectro de energia de uma fonte pontual de ^{18}F, medido com uma câmara de cintilação com cristal de NaI(Tl).

Idealmente, somente a absorção total da energia de 511 keV que ocorrer nos dois detectores (eventos fotopico-fotopico) é que deveria ser registrada (interação 1 - figura 25A) usando uma janela do analisador de altura de pulso para cada detector centrada no fotopico de 511 keV (janela W4 - figura 25B). Entretanto, devido à baixa eficiência de detecção de eventos de fotopico em cristais de NaI(Tl) disponíveis (tabela 3), é desejável encontrar outros meios que aumentem essa quantidade de informação.

Um deles é a inclusão das interações Compton no cristal, resultantes da absorção parcial dos fótons provenientes da aniquilação. Então, um evento de coincidência pode ser registrado pela medição da interação fotopico em um detector e pela interação Compton em outro detector, denominadas de eventos fotopico-Compton (interação 2A e 2B - figura 25A). Estas interações Compton podem ser registradas com uma ou mais janelas do analisador de altura de pulso cobrindo a faixa de 100 a 350 keV (janelas W1, W2 ou W3 - figura 25B). Pode-

se incluir também as interações Compton em um detector e interações Compton em outro detector, eventos Compton-Compton (interação 3 - figura 25A).

A tabela 5 mostra o aumento relativo na sensibilidade resultante da inclusão desses eventos adicionais.

Tabela 5 - Resoluções Espaciais Intrínsecas e Sensibilidade Relativa no modo de Coincidência com [^{18}F]-FDG*[X]

Interações no cristal inclusas	Resolução Espacial (mm)	Sensibilidade Relativa
Fotopico-Fotopico	4,5	1
Fotopico-Fotopico + Fotopico-Compton	5,0	3
Fotopico-Fotopico + Fotopico-Compton + Compton-Compton	5,2	4

* Medido com simulador físico cilíndrico, com 22 cm de diâmetro e 20 cm de comprimento, e detectores com cristais de NaI(Tl) de 15,9 mm de espessura.

Entretanto, alguns dos eventos medidos numa faixa de baixa energia são fótons que perderam energia através do espalhamento no corpo. A inclusão destes eventos resulta em imagens com contraste baixo. Uma forma de reduzir os eventos espalhados no paciente na janela Compton é a utilização de filtros graduados[4], que absorvem preferencialmente esses fótons, porém com degradação da sensibilidade.

Aceitar os eventos fotopico - Compton também significa aumentar a contribuição de aleatórios: para uma imagem volumétrica de corpo total, as coincidências aleatórias e as devidas ao espalhamento podem constituir mais de 50% da taxa total de coincidências[XI]. O efeito dos aleatórios na imagem pode ser minimizado através de sua correção pelo método da janela temporal defasada, como será detalhado no item 3.3.2.

3.3 Parâmetros característicos para a qualidade da imagem

Para a garantia da qualidade das imagens de coincidência obtidas com esses sistemas PET/SPECT, temos que verificar se seu funcionamento está apropriado, analisando os parâmetros característicos de seu desempenho. Alguns desses parâmetros são similares aos de um sistema SPECT, uma vez que são utilizadas câmaras de cintilação, outros são específicos de sistemas PET.

[4] Estes filtros são constituídos por grades de materiais de diversos números atômicos, com geometria diversa, que absorvem seletivamente os fótons de baixa energia.

Um outro fator importante que afeta a qualidade da imagem obtida em coincidência é a atenuação que os fótons sofrem no tecido antes de atingirem os detectores. Este efeito é muito mais significante nas imagens de coincidência que nas imagens de SPECT, pois ambos os fótons provindos da aniquilação devem passar através do tecido sem interagir para que um evento de coincidência seja detectado e isto é muito menos provável do que no caso de um fóton simples, emitido do mesmo local, escapar da região sem interação, mesmo considerando o baixo coeficiente de atenuação para fótons de 511 keV[XII].

3.3.1 Parâmetros característicos de desempenho de sistemas SPECT

Estes parâmetros seguem as definições do documento técnico[XIII] sobre controle de qualidade em instrumentos de Medicina Nuclar, da Agência Internacional de Energia Atômica, 1991 - "IAEA TecDoc - 602".

A. **Resolução energética**: descreve a habilidade de uma câmara de cintilação em distinguir dois fótons de diferentes energias.

É convencionalmente quantificada como % FWHM ("Full Width at Half-Maximum" - Largura à Meia Altura) do fotopico no espectro energético e expressa como porcentagem da energia da radiação gama utilizada. Assim, um valor de porcentagem de FWHM pequeno corresponde a uma boa (alta) resolução energética.

B. **Uniformidade**: descreve o grau de uniformidade da informação registrada em uma imagem, quando o detector está sendo irradiado por um fluxo espacialmente uniforme de radiação gama incidente.

A avaliação da uniformidade pode ser feita através dos valores da uniformidade integral e diferencial, cujas equações são apresentadas a seguir.

a) Uniformidade **integral**

$$UI = \left(\frac{C_{Máx} - C_{Mín}}{C_{Máx} + C_{Mín}} \right) \times 100\%$$

em que: $C_{Máx}$ é a contagem máxima num pixel da imagem; e
$C_{Mín}$ é a contagem mínima num pixel da imagem.

b) Uniformidade **diferencial**

$$UD = \left(\frac{\Delta C}{M}\right) \times 100\%$$

em que: ΔC é a máxima diferença entre as contagens em dois pixels contíguos da imagem; e

M é a maior contagem entre estes dois pixels contíguos da imagem.

C. **Linearidade**: descreve a capacidade de uma câmara de cintilação em determinar, com a mesma precisão, os locais das cintilações no plano da imagem.

D. **Linearidade do ADC**: descreve a habilidade de um conversor analógico-digital ("analogue-to-digital converters" - ADC) em converter, com acurácia, um sinal analógico de posição em um endereço digital.

Um sistema ideal deve fornecer uma relação linear entre a localização da interação no cristal e o endereço correspondente na imagem digital para ambas as direções X e Y.

a) Não-Linearidade **integral** quantifica a variação entre as distâncias na face da câmara e as distâncias correspondentes na imagem digital por toda a imagem.

b) Não-Linearidade **diferencial** quantifica a variação irregular do tamanho de uma dada área por toda a imagem digital.

E. **Resolução espacial:** descreve a habilidade de uma câmara de cintilação em distinguir duas fontes radioativas próximas, porém distintas, como entidades separadas.

a) **Intrínseca**: é o limite de resolução espacial que um detector e seu circuito eletrônico podem atingir. Essa resolução é limitada por dois fatores: pelo múltiplo espalhamento dos fótons dentro do cristal e pela flutuação estatística dos fótons do catodo nos tubos fotomultiplicadores, entre um evento de cintilação e outro.

b) **Extrínseca (do sistema):** é o efeito causado, basicamente, pela combinação da resolução intrínseca (devido ao detector e eletrônica) e a resolução do colimador. O espalhamento também degrada a resolução do sistema.

Uma especificação parcial da resolução espacial do sistema é dada pela largura à meia altura (FWHM - "Full Width at Half-Maximum) de uma função de disperção linear ou pontual (LSF - "Linear Spread Function" ou PSF - "Point Spread Function"). Para se medir LSFs ou PSFs e FWHMs com precisão, o diâmetro da fonte de teste deve ser menor que a capacidade de

resolução da câmara, isto é, a fonte deve ter um diâmetro aproximadamente igual ou menor que ¼ da FWHM intrínseca da câmara[XIV].

F. **Desempenho com a taxa de contagem**: descreve a relação entre a taxa de contagem registrada e a intensidade da radiação gama utilizada.

G. **Contraste tomográfico**: indica quão bom é o desempenho de um sistema quanto à detecção de lesões pequenas, é definido por:

$$Contraste = \frac{\left|V_{esfera} - V_{fundo}\right|}{V_{esfera} + V_{fundo}}$$

em que: V_{esfera} é o valor[5] médio dos pixels da região correspondente a uma esfera, contendo ou não material radioativo, de tamanho conhecido dentro de um volume contendo uma concentração uniforme de atividade; e

V_{fundo} é o valor médio estimado dos pixels da imagem reconstruída nas vizinhanças da esfera, mas fora da região correspondente à esfera.

H. **Uniformidade tomográfica**: é a uniformidade de um corte reconstruído de uma distribuição uniforme de atividade.

I. **Resolução tomográfica**: é definida em termos da FWHM da função resposta a uma fonte pontual depois da reconstrução de um corte transversal e determina a nitidez no corte reconstruído.

J. **Linearidade da resposta tomográfica**: descreve a proporcionalidade entre a concentração da atividade conhecida de diferentes objetos e o respectivo valor observado nos pixels da imagem reconstruída.

K. **Acurácia quantitativa (falta de)**: é o erro na estimativa da concentração da atividade em alguma posição da imagem reconstruída em termos absolutos (Bq/ml).

[5] O valor de um pixel nem sempre é o valor real da contagem, mas um número gerado pelo algoritmo de reconstrução, relacionado ao número de fótons detectado.

local da emissão não coincide com o da aniquilação, de maneira mais geral, este efeito é colocado na resolução espacial.

b) **desvio do ângulo de 180° entre os dois fótons** - os dois fótons não são emitidos a exatamente 180° um do outro, mas possuem uma distribuição angular com FWHM de, aproximadamente, 0,6°[XVIII]. Este desvio, entre 0,3°[XIX] a 0,6°[XX], é causado pela energia cinética residual e pelos momentos do pósitron e do elétron no instante da aniquilação (movimento do centro de massa dos pares de aniquilação causado pelo fato do par pósitron-elétron não estar em completo repouso quando se aniquilam). O efeito de borramento causado por este componente depende da distância entre os detectores: para um típico sistema clínico dedicado de PET, com um anel da ordem de 80 cm, a degradação na resolução devido a este efeito é de 1,8 mm[XXI]. Muehllehner[XXII] obteve incertezas adicionais de 1,3 mm e 2,0 mm para imagens obtidas com uma câmara com dois detectores de cintilação em coincidência espaçadas de 50 cm e 75 cm, respectivamente. Este efeito aparenta ser o de maior contribuição fundamental para a perda de resolução.

Assim, o efeito do alcance do pósitron na resolução espacial é geralmente muito pequeno, pois somente uma pequena fração dos pósitrons atingem o máximo alcance. De maior significado é o fato do ângulo de emissão entre os fótons aniquilados não ser exatamente de 180°.

c) **ângulo através do cristal:** os fótons passam através do cristal e podem interagir a qualquer profundidade, afetando o posicionamento correto do evento[XXIV]. Nas câmaras com dois detectores de cintilação em coincidência, o ângulo sólido subentendido pelos pares coincidentes é grande, particularmente no centro do campo-de-visão, então os fótons podem atravessar o cristal com uma certa inclinação - para 50 cm de espaçamento entre os detectores, o ângulo máximo aceitável é de 27°. Como as câmaras localizam os eventos independente da profundidade que as interações ocorrem no cristal, a resposta tem a forma apresentada na figura 26[XXIII], devido à atenuação ser exponencial em função da profundidade no cristal. A largura da função de dispersão é dada por

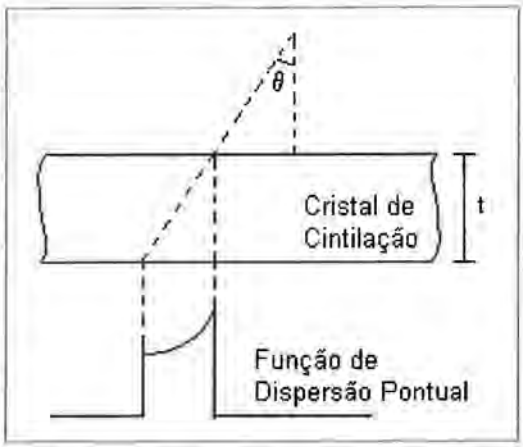


Figura 26 – Forma da função de dispersão pontual devido à inclinação θ do caminho do fóton através do cristal.

$$W = t \times tg(\theta)$$

em que: t é a espessura do cristal

θ é o ângulo com o qual os fótons atravessam o cristal

Para uma fonte pontual em um plano à mesma distância dos dois detectores, esta função de dispersão deve ser integrada por toda a área do cristal. Isto resulta numa função de dispersão que é quase triangular no perfil, com

$$FWHM = r \times \frac{t}{D}$$

em que: r é o raio do cristal e

D é o espaçamento entre os detectores

Portanto, o aumento da espessura do cristal aumenta a função de dispersão, W, e, conseqüentemente, diminui a resolução espacial.

B. **Resolução energética do sistema:** descreve a habilidade de uma câmara de cintilação em distinguir dois fótons de diferentes energias, em particular entre radiação primária e a espalhada.

As câmaras de cintilação baseadas em cristais de NaI(Tl) possuem baixa eficiência de detecção para altas energias, mesmo assim, alcançam uma resolução energética de 10 a 11% [6] em 511 keV[XXIV].

C. **Sensibilidade:** a sensibilidade do sistema é definida como a taxa de contagem registrada por unidade de atividade, em geral, de uma fonte pontual a 10 cm do detector.

Um decréscimo na eficiência do cristal por um fator de dois resultará num decréscimo da sensibilidade do sistema em 4[XXV], devido à eficiência fracionária ser elevada ao quadrado para detecção em coincidência.

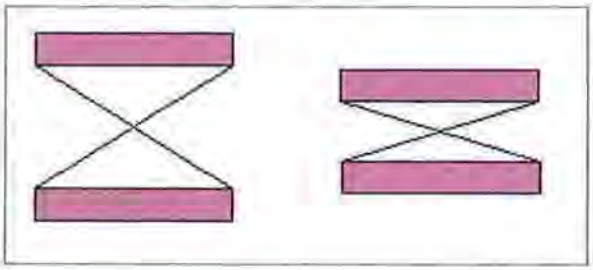


Figura 27 – Ilustração da dependência da sensibilidade com a separação dos detectores.

Há também um efeito geométrico que deve ser considerado nas imagens com câmaras com dois detectores de cintilação em coincidência[XVII]: a sensibilidade máxima de uma fonte pontual é obtida quando ela é colocada no centro do campo de visão. Quando a mesma é movimentada em qualquer direção em um plano paralelo aos e eqüidistante dos dois detectores, a sensibilidade da fonte pontual decresce e atinge um mínimo nas bordas do plano[XXVI] (figura 27). Esta diminuição é causada pela redução do ângulo sólido (ângulo de aceitação) no qual

[6] Para cristais espessos, como os de 1", a resolução energética atinge valores menores que 8%, chegando até mesmo a 6%.

ambos os fótons de aniquilação podem atingir o detector e serem contados. A presença deste efeito requer a implementação de correções no perfil de sensibilidade durante a reconstrução da imagem para compensar a redução na sensibilidade nas bordas do campo de visão.

D. **Uniformidade:** descreve a habilidade de se medir a mesma contagem proveniente de um campo uniforme de radioatividade, independente de sua localização dentro do campo de visão.

E. **Medidas de contagens perdidas e taxas de aleatórios:** expressam a habilidade de um tomógrafo por emissão de pósitrons medir fontes de alta atividade com precisão e reprodutibilidade. Para isso, deve ser medida a perda de contagens devida ao tempo-morto do sistema e à geração de eventos aleatórios.

a) **Tempo de coincidência** - Como os fótons emitidos pela aniquilação do pósitron são registrados pelos dois detectores em oposição, para se medir somente os fótons provenientes da mesma aniquilação, uma janela temporal[7] estreita é imposta aos tempos de chegada desses dois fótons nos dois detectores. A largura da janela temporal é parcialmente determinada pela resolução temporal do detector e pela eletrônica associada. É importante otimizar o sistema de detecção para tornar a resolução temporal a menor possível, para rejeitar as coincidências aleatórias de dois fótons não relacionados que chegam dentro da resolução temporal do detector. Isto se torna um sério problema a altas taxas de desintegração, pois a taxa de aleatórios pode saturar a taxa de contagens verdadeiras.

b) **Eventos aleatórios** - Uma das maneiras de se corrigir os eventos aleatórios[XXVII] é subtrair o ruído de fundo produzido por eles através de uma segunda janela de coincidência defasada temporalmente, utilizando-se dois circuitos de coincidência. O primeiro circuito mede as coincidências verdadeiras mais as aleatórias no modo padrão; o segundo faz a medida com uma defasagem de algumas centenas de nano-segundos, de modo que todas as coincidências verdadeiras são desprezadas e não registradas. A taxa de eventos individuais em cada detector é aproximadamente a mesma, então a taxa de eventos aleatórios permanece, a menos de flutuação estatística, inalterada. Para corrigir os eventos aleatórios, a contagem do circuito defasado é subtraída, geralmente "on-line", da obtida no primeiro circuito. A taxa de contagem corrigida de aleatórios[XXVIII] é dada por

[7] Janela de coincidência é o intervalo de tempo durante o qual dois fótons detectados são considerados como provenientes de uma única aniquilação.

$$N = (eventos_sem_defasagem) - (eventos_com_defasagem) = (V + R) - R$$

em que: V é a taxa de eventos verdadeiros; e
R é a taxa de eventos aleatórios.

E o ruído, considerando uma estatística de Poisson, é dado por

$$\Delta N = \sqrt{V + 2 \times R}$$

Existe um segundo método de correção, na qual se modela[XXIX] a taxa de aleatórios pela expressão:

$$Aleatórios = 2 \times \tau \times S_1 \times S_2$$

em que: τ é a janela temporal de coincidência
S_1 e S_2 são as taxas de eventos individuais em cada detector

Esta correção adiciona ruído também. Além disso, requer um conhecimento acurado da janela de coincidência temporal, o que não é trivial, pois pequenas diferenças no tempo transiente através dos circuitos eletrônicos alterarão a largura da janela.

c) **Tempo-morto** - Todo sistema contador de radiação exibe um caraterístico tempo-morto que é relacionado ao tempo requerido para processar eventos individuais detectados[XXX]. Os pulsos produzidos por um detector de radiação têm um tempo finito de duração, então, se um segundo pulso ocorrer antes que o primeiro tenha desaparecido, os dois pulsos irão se sobrepor para formar um pulso único e distorcido. Com detectores sensíveis a energias (por exemplo os de cintilação, semicondutores e contadores proporcionais), a sobreposição usualmente ocorre no amplificador de pulso, causando um deslocamento e empilhamento[8] do pulso. As amplitudes do pulso deslocado ou sobreposto podem cair fora da janela selecionada do analisador, resultando em uma perda de eventos válidos. Essas perdas são chamadas de perdas por tempo-morto e quanto menor o tempo-morto, menores são as perdas.

[8] O efeito do empilhamento é uma falsa medida da amplitude do pulso devido à absorção de dois ou mais fótons.

F. **Espalhamento:** o espalhamento dos fótons pelos tecidos pode resultar em uma falsa alocação dos eventos de aniquilação dos pósitrons. Variações no projeto e na construção de um tomógrafo de emissão de pósitrons levam-no a ter diferentes sensibilidades à radiação espalhada e a **fração de espalhamento**[XXXI] é usada para expressar a sensibilidade relativa do sistema a estes eventos.

Quando as taxas de desintegração são altas, os fótons provenientes de diferentes aniquilações podem atingir os dois detectores dentro da janela de coincidência e estes eventos aleatórios podem, na média, ser subtraídos. Mas se um ou outro, ou ambos os fótons de 511 keV forem espalhados em seu caminho rumo ao detector, um posicionamento errôneo do local da aniquilação será registrado (figura 24). Estes eventos espalhados podem proporcionar um ruído de fundo que aumentará o valor aparente da concentração local e causará um borramento nas bordas entre regiões de alta e baixa atividade.

Os métodos para correção de aleatórios não são aplicáveis para os eventos espalhados, pois estes são vistos como coincidências verdadeiras.

Porém, existem outros métodos para evitar ou compensar as distorções devidas ao espalhamento e os mais utilizados em câmaras com detectores de cintilação em coincidência são:

a) Proteção através de grades feitas com materiais de número atômico decrescente (chumbo, estanho ou cobre) para absorverem, seletivamente, os fótons de baixa energia espalhados na região de interesse e também os raios X característicos produzidos nessas próprias grades absorvedoras[XXXII]. É um dos métodos mais eficientes.

b) Cálculo do fundo devido aos eventos espalhados esperados usando os coeficientes de Klein-Nishina[XXXIII]. A estimativa desse fundo é subtraída da imagem posteriormente. Este método, baseado em simulações de Monte Carlo, é o mais rigoroso, porém o mais custoso computacionalmente.

3.4 A aquisição de imagens com uma câmara com dois detectores de cintilação em coincidência

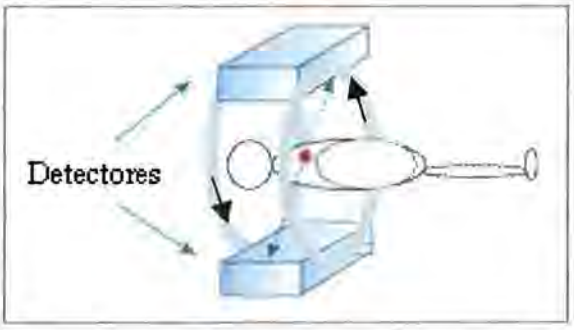


Figura 28 – Esquema da aquisição.

A aquisição dos dados de imagens por coincidência com dois detectores de cintilação é feita similarmente às aquisições de SPECT[XXXIV]. Os dois detectores em oposição giram ao redor do paciente examinado, podendo este movimento ser contínuo ou passo-a-passo (figura 28).

No paciente injetado com o radiofármaco, ocorre a emissão do pósitron, que se move a uma curta distância numa direção aleatória, sendo freado até aniquilar-se com um elétron livre do tecido em que se encontra, liberando os dois fótons de 511 keV a 180° um do outro (item 3.2). Na detecção destes dois fótons, cada qual por um dos detectores em oposição, sinais eletrônicos são gerados. Quando estes sinais são simultâneos, isto é, acontecem dentro de uma certa janela temporal, é dito que uma aniquilação ocorreu em algum lugar ao longo da linha que liga os pontos onde houve a detecção em cada um dos cristais e um evento de coincidência é registrado. Esta linha é referida como linha de resposta[XXXV] ("line of response" - LOR). O número de eventos coincidentes que ocorrem na linha entre os detectores indica quanto de radioatividade há nessa linha.

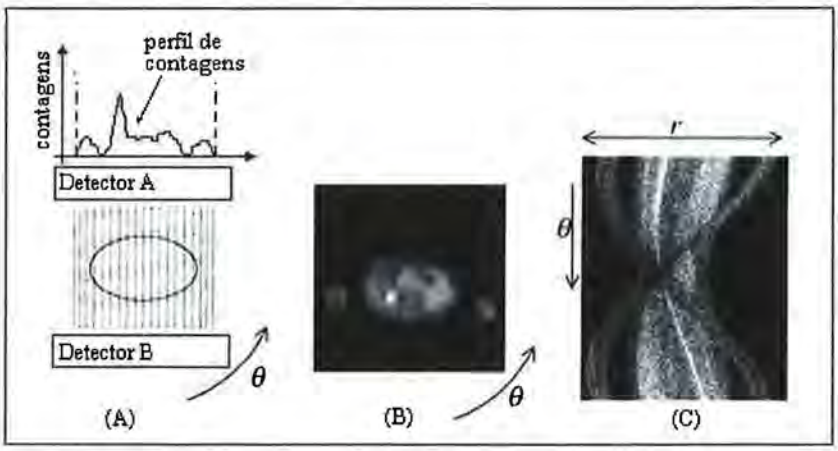


Figura 29 – Sinograma construído a partir das linhas de resposta .
Fonte: http://tech.snmjournals.org/cgi/content/full/29/1/4#SEC2

Uma maneira de representar os dados é agrupar um conjunto de linhas de resposta pararelas (figura 29A): os eventos ocorridos em cada uma das linhas são somados e representado por um ponto de um perfil. Este perfil é a projeção, num dado ângulo θ, da distribuição de radioatividade no corpo do paciente em um determinado corte transversal (figura 29B). O empilhamento dessas projeções, ou seja, o conjunto dos perfis de contagem de um corte para todos os ângulos θ é chamado de sinograma (figura 29C). No sinograma, que é uma matriz que pode ser visualizada como a imagem de um corte, a primeira linha de pixels representa a distribuição de contagens das LORs em um ângulo θ para

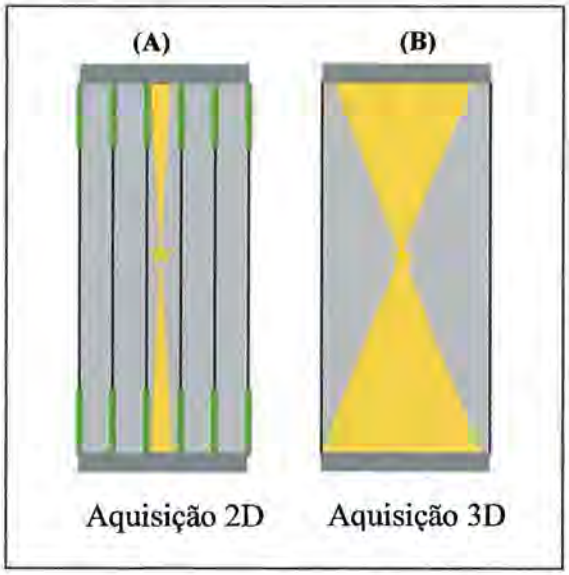


Figura 30 – Esquema dos modos de aquisição bidimensional e tridimensional. Fonte: Apresentação da aula sobre PET na XXXI Jornada Paulista de Radiologia em 2001, São Paulo, ministrada por Dr Matthias Egger – ADAC Laboratories/Philips

aquele corte, a próxima linha representa a distribuição para o próximo ângulo e assim sucessivamente até a última linha, representante do ângulo 180° a partir do início.

Para limitar a contribuição na taxa de contagem de eventos de aniquilação provenientes de outras regiões fora do campo de visão primário, a aquisição com câmaras com dois detectores de cintilação pode ser feita no modo bidimensional[XXXVI] (figura 30A). Neste modo, são utilizados septos paralelos de chumbo para definir imagens no plano transaxial. Os septos limitam a aceitação dos fótons na direção axial dentro de pequenos ângulos[XXXVII] (figura 31A), enquanto que permitem a aceitação em qualquer ângulo na direção transaxial[XXXVIII] (figura 31B). A geometria destes septos depende do fabricante.

As aquisições podem também ser feitas no modo tridimensional[XXXVII] (figura 30B), no qual esses septos são removidos e os fótons são aceitos em qualquer ângulo em ambas as direções: axial[XXXVIII] (figura 31C) e transaxial.

Os dados obtidos no modo de aquisição tridimensional são provindos de todo o volume, aumentando a sensibilidade da aquisição, com redução do tempo de aquisição e da atividade injetada no paciente. Porém, há alguns problemas relacionados à aquisição tridimensional[XXXVII]:

- o custo computacional aumenta devido ao aumento do conjunto de dados. Numa aquisição tridimensional, são formados muito mais sinogramas (N^2) que na aquisição bidimensional (2N-1);
- há aumento de eventos espalhados e aleatórios.

Como o ganho na sensibilidade é considerável, o modo de aquisição tridimensional está sendo muito utilizado em câmaras PET com detectores de cintilação em coincidência.

Com o desenvolvimento de sistemas com boa resolução energética para discriminar os fótons espalhados e métodos de correção, os efeitos deletérios dos eventos espalhados, que são grandes, podem também ser minimizados.

O grande conjunto de dados adquirido é usualmente re-agrupado em conjuntos de dados bidimensionais, cujo processo é denominado de recombinação[9]. Assim, estes dados

[9] Geralmente é utilizado o termo em inglês "rebinning".

recombinados são reconstruídos com métodos convencionais de reconstrução bidimensional, minimizando o custo computacional.

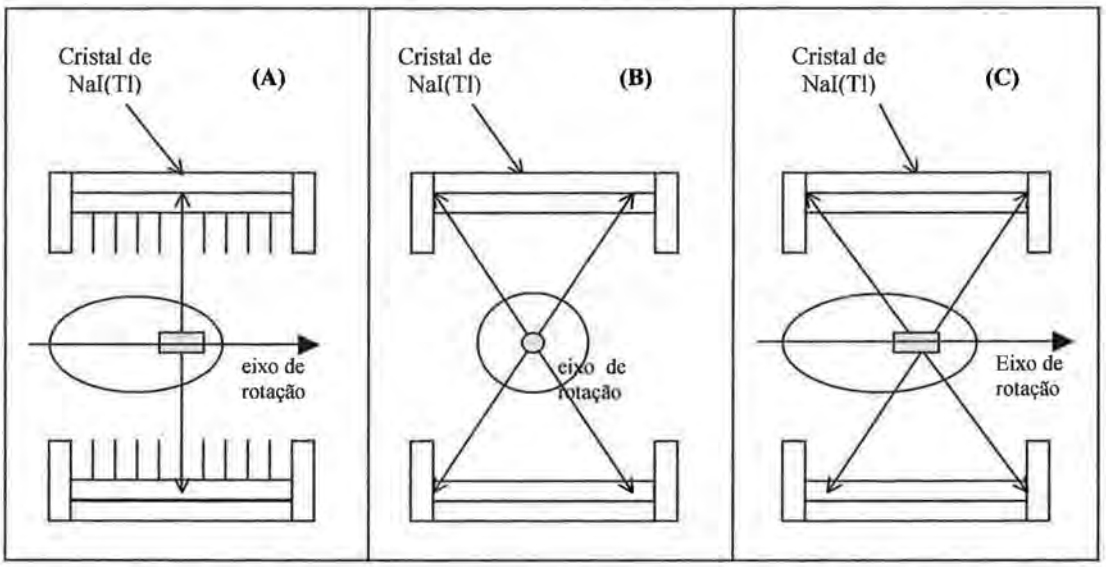


Figura 31 – Esquema da aceitação dos fótons pelos detectores: com septos paralelos (A) Vista Lateral e (B) Vista Frontal e sem septos (C) Vista Lateral

3.5 Reconstrução

Como o objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de uma metodologia para avaliar sistemas PET/SPECT, a reconstrução das imagens não será abordada aqui. Uma descrição resumida dos métodos de recombinação e reconstrução empregadas será apresentada no Apêndice A.

Os dados adquiridos na câmara Vertex™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC foram recombinados com o método de recombinação de Fourier[XXXVIII] ("Fourier Rebinning" - FORE) e reconstruídos com o método de reconstrução bidimensional com subconjuntos ordenados e máxima expectativa[XXXIX] ("Ordered Subset - Expectation Maximization" - OSEM), com 2 iterações e 8 sub-conjuntos, no qual o primeiro passo usa o resultado de uma reconstrução por retroprojeção filtrada ("Filtered Back Projection" - FBP). Somente na avaliação da Resolução Espacial foi usada também a FBP, com filtro rampa e freqüência de Nyquest igual a 1.

Referências:

[I] Budinger TF. "PET Instrumentation: What are the Limits?". Sem Nucl Med. 1998; XXVIII-3: 247.

[II] Rollo FD. Nuclear Medicine Physics, Instrumentation, and Agents. Saint Louis - USA: The C. V. Mosby Company, 1977. p. 235-237.

[III] Rollo FD. Nuclear Medicine Physics, Instrumentation, and Agents. Saint Louis - USA: The C. V. Mosby Company, 1977. p. 208

[IV] Sorenson JA e Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2. ed. USA: W. B. Saunders Company, 1987. p. 454.

[V] Patton JA e Turkington G. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999; 40-3: 432.

[VI] Patton JA e Turkington G. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999; 40-3: 433.

[VII] Patton JA e Turkington G. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999; 40-3: 434.

[VIII] Lewellen TK. "PET imaging using gamma cameras: An update". Nucl Med Comm. 1999; 20: 6.

[IX] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 528-537.

[X] Patton JA e Turkington G. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999;40-3: 436.

[XI] Lewellen TK. "PET imaging using gamma cameras: An update". Nucl Med Comm. 1999; 20: 7.

[XII] Cherry SR e Phelps ME. Diagnostic Nuclear Medicine. 3. ed. USA: Williams & Wilkins Co, 1996. p. 139-159.

[XIII] International Atomic Energy Agency. "Quality Control of Nuclear Medicine Instruments". IAEA TecDoc 602-1991. Viena, Áustria: International Atomic Energy Agency, 1991: seções 6, 7 e 8.

[XIV] Sorenson JA e Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2. ed. USA: W. B. Saunders Company, 1987. p. 366.

[XV] National Electrical Manufacturers Association . "Performance Measurements of Positron Emission Tomographs". NEMA Standards Publication NU 2-1994. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association, 1994: 7-28.

[XVI] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans on Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 531.

[XVII] Sorenson JA e Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2. ed. USA: W. B. Saunders Company, 1987. p. 436; e
Weast RC. Handbook of Chemistry and Physics. 56ª ed. Cleveland - Ohio - USA: CRC Press, 1975-1976. p. B-252.

[XVIII] De Benedetti S, Cowan CE, Konneker WR e Primakoff H. "On the angular distribuction of two-photon annihilation radiation". Physics Review. 1950; 77: 205-212.

[XIX] Sorenson JA e Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2. ed. USA: W. B. Saunders Company, 1987. p. 435.

[XX] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans on Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 530.

[XXI] Cherry SR e Phelps ME. Diagnostic Nuclear Medicine. 3. ed. USA: Williams & Wilkins Co, 1996. p. 141.

[XXII] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans on Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 531.

[XXIII] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans on Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 531.

[XXIV] Jarrit PH e Acton PD. "PET imaging using gamma camera systems: A review". Nucl Med Comm; 1996; 17: 760.

[XXV] Budinger TF. "PET Instrumentation: What are the Limits?". Semn Nucl Med. 1998; XXVIII-3: 250.

[XXVI] Jarrit PH e Acton PD. "PET imaging using gamma camera systems: A review". Nucl Med Comm; 1996; 17: 764.

[XXVII] Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME e Kuhl DE. "Quantitation in Positron Emission Tomography. 4.Effect of accidental coincidences". J Comput Assist Tomogr. 1981; 5: 391-400.

[XXVIII] Cherry SR e Phelps ME. Diagnostic Nuclear Medicine. 3. ed. USA: Williams & Wilkins Co, 1996. p. 154.

[XXIX] Muehllehner G. "Performance Parameters of a Positron Imaging Camera". IEEE Trans on Nucl Sci. 1976; NS-23-1: 532.

[XXX] Sorenson JA e Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. 2. ed. USA: W. B. Saunders Company, 1987. p. 252.

[XXXI] International Electrotechnical Commission. "Radionuclide Imaging Devices - Characteristics and Test Conditions - Part 1 Positron Emission Tomography". IEC 61675-1-1998. Genebra, Suíça: International Electrotechnical Commission, 1998: seção 3.6.

[XXXII] Muehllehner G, Jaszczak RJ e Beck RN. "The reduction of coincidence loss in radionuclide imaging cameras throught the use of composite filters". Phys Med Biol. 1974; 19: 504-510.

[XXXIII] Ekspong G. The Oskar Klein Memorial Lectures. Volume 2. USA: World Scientific Publishing, abril de 1994 (este livro apresenta pela primeira vez, em inglês, a derivação original da fórmula de Klein-Nishima para o espalhamento Compton).

[XXXIV] Jarrit PH e Acton PD. "PET imaging using gamma camera systems: A review". Nucl Med Comm; 1996; 17: 759.

[XXXV] Turkington TG. "Introduction to PET Instrumentation". J Nucl Med Tech. 2001; 29: 4 - 11.

[XXXVI] Jornada Paulista de Radiologia, XXXI, curso sobre PET, ministrada por Egger M (ADAC Laboratories/Philips). São Paulo: JPR, 2001.

[XXXVII] Patton JA e Turkington G. "Coincidence Imaging with a Dual-Head Scintillation Camera". J Nucl Med. 1999;40-3: 432-441

[XXXVIII] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M e Newport DF. "Exact and approximate rebinning algorithms for 3D PET data". IEEE Trans Med Imag. 1997; 16-2: p. 145-158.

[XXXIX] Hudson HM e Larkin RS. "Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data". IEEE Trans Med Imag. 1994; 13-4: p. 601 - 609.

4. Roteiros para Avaliação de Desempenho

A elaboração de roteiros, com instruções seqüenciadas, é utilizada em programas de Controle de Qualidade de diferentes tipos de sistemas de aquisição de imagens em Medicina Nuclear, pois permitem uma padronização e reprodução de procedimentos. Em geral, há roteiros de dois perfis diferentes: os básicos que seguem uma rotina de controle de qualidade de periodicidade freqüente (diária e/ou semanal) a ser realizada por técnicos e/ou tecnólogos, e os avançados, que devem ser executados quando houver a necessidade de um controle mais detalhado por profissionais mais experientes.

Dentre os parâmetros para avaliação do desempenho apresentados no item 3.3, foram selecionandos os mais básicos e relevantes para câmaras com dois detectores de cintilação em coincidência: resolução espacial, fração de espalhamento, sensibilidade, uniformidade, medidas de aleatórios e contagens perdidas, correção da taxa de contagem, correção de atenuação e correção de espalhamento.

Os roteiros aqui apresentados foram elaborados, tendo como referência, os procedimentos da publicação do NEMA NU - 2[1], 1994 sobre medidas de desempenho de sistemas PET dedicados.

Alguns procedimentos foram simplificados e descritos de forma mais detalhada, estruturando cada roteiro em objetivo, materiais e métodos de aquisição e de reconstrução a serem empregados, e também o processamento que deverá ser feito nas imagens obtidas.

Em relação à avaliação da resolução espacial e fração de espalhamento, foram desenvolvidas montagens específicas que atendessem às necessidades de aquisição nessas câmaras.

Apresentaremos a seguir os oito roteiros, com sugestões dos respectivos relatórios.

Quando não especificados, recomenda-se que os parâmetros de aquisição e reconstrução sejam iguais aos usados na rotina clínica.

[1] National Electrical Manufacturers Association. "Performance Measurements of Positron Emission Tomographs". NEMA Standards Publication NU 2-1994. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association, 1994: 7-28.

4.1 Roteiro para medida da Resolução Espacial nos cortes

4.1.1. Objetivo:

Caracterizar a resolução espacial das imagens reconstruídas nos três planos (transversal, coronal e sagital), através da medida da largura total à meia altura, FWHM ("Full Width at Half Maximun"), de funções de dispersão pontual, PSF("Point Spread Function"), obtidas com fontes radioativas pontuais dispostas no campo de visão do tomógrafo.

4.1.2. Material:

- **Quatro fontes pontuais**, menores que ¼ FWHM da câmara em todas as dimensões (figura 32).

Figura 32 – Foto do suporte com as fontes pontuais.

4.1.3. Método:

a) **Aquisição de dados:**

- Dispor as fontes pontuais ao longo do eixo longitudinal do tomógrafo, em intervalos iguais, prendendo-as em um suporte de acrílico, de modo que a metade do campo de visão correspondente à largura da câmara seja coberta (posições "X" da figura 33) e adquirir as imagens do conjunto;

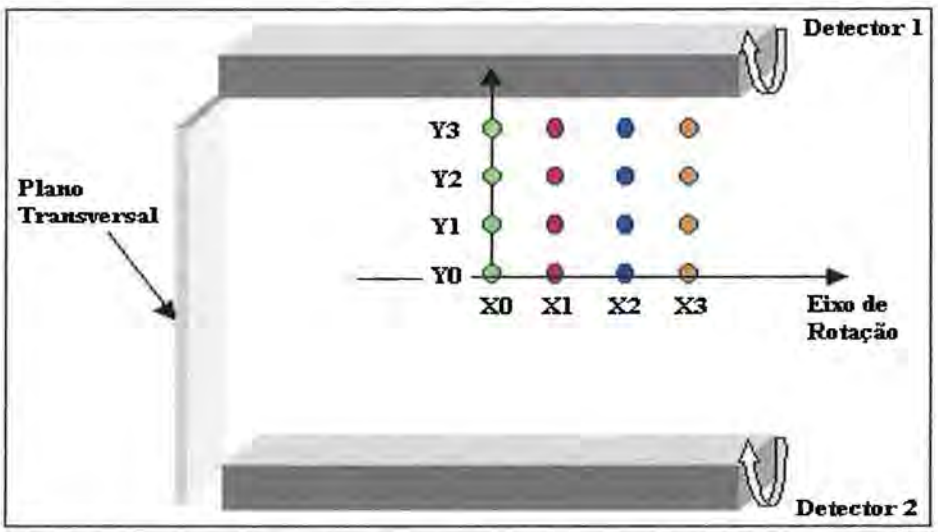


Figura 33 – Esquema da disposição das fontes pontuais quanto às orientações nas câmaras.

- Verificar qual a distância máxima de afastamento das câmaras e dividir o raio em intervalos iguais (posições "Y" da figura 33);
- Deslocar o conjunto de fontes na direção radial a uma altura Y a partir do eixo longitudinal (posição "Y1" da figura 33) e adquirir as imagens novamente;

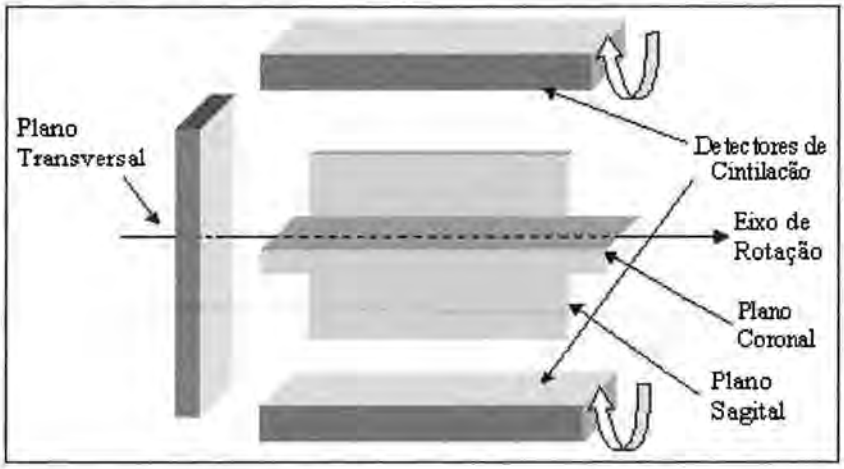


Figura 34 – Planos de reconstrução da imagem

- Fazer a aquisição das imagens do conjunto de fontes para as outras alturas a partir do eixo longitudinal (posições "Y2" e "Y3" da figura 33).

Figura 35 – Exemplo da imagem do conjunto das 4 fontes pontuais, em suas posições no eixo X, numa determinada posição Y.

b) Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:

- Utilizar matriz de aquisição de 256x256 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Fazer correção para os eventos aleatórios;
- Fazer a correção para as perdas por tempo-morto, quando disponível no equipamento;
- Fazer a reconstrução com o método FBP, utilizando freqüência de corte na de Nyquist, nos três planos: transversal, coronal e sagital (figura 34).

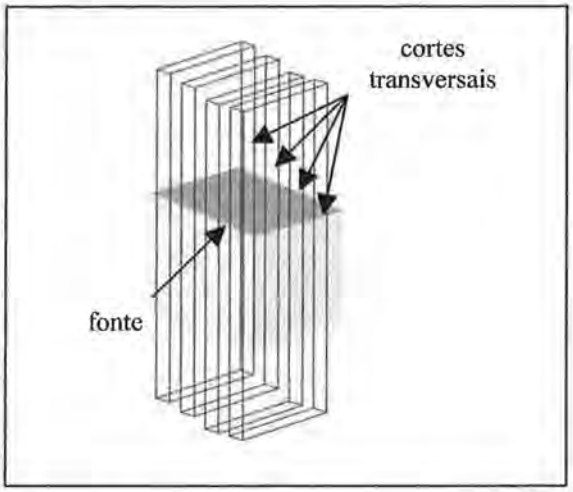


Figura 36 – Esquema dos cortes transversais da imagem de uma fonte pontual, aqui representada por um cubo.

4.1.4. Processamento dos Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para cada plano de reconstrução da figura 34;
- Separar a imagem de cada fonte pontual (figura 35), obtendo um conjunto de cortes (figura 36) para cada fonte em cada coordenada (X,Y) da figura 33;
- Para cada corte da imagem reconstruída em cada plano, localizar qual a linha da matriz que contém o pixel com a máxima contagem (figura 37), normalmente é a linha que passa pelo centro da fonte pontual;

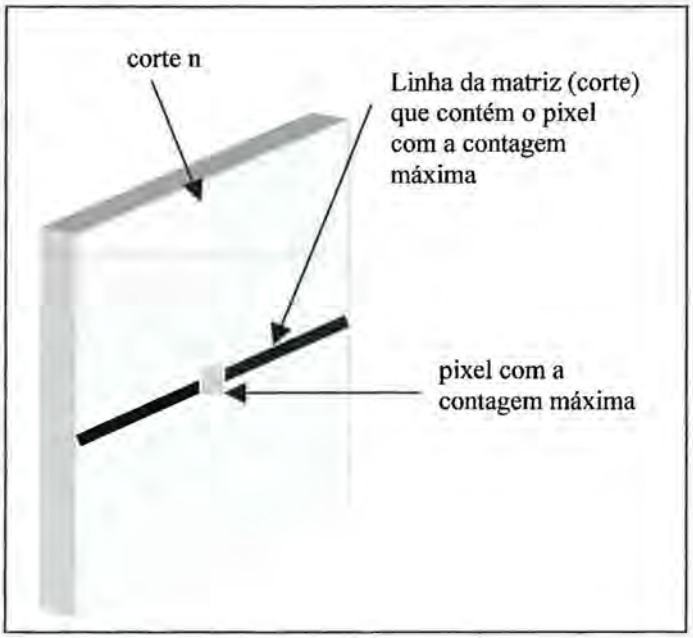


Figura 37 - Esquema de um corte e a linha que contém o pixel com a contagem máxima.

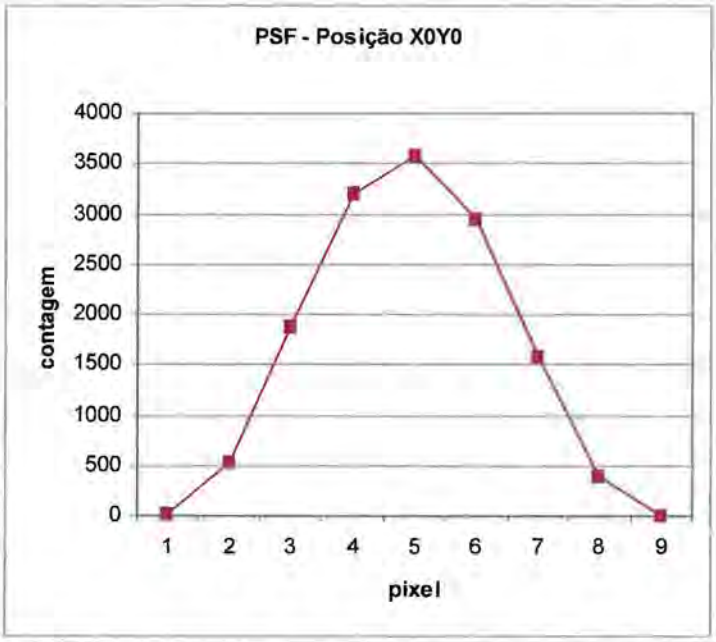


Figura 38 – Exemplo de uma PSF da imagem de uma fonte pontual na posição (X, Y).

- Construir um gráfico com a localização do pixel no eixo da abscissa e a sua contagem no eixo da ordenada (figura 38), isto é, a função de dispersão dessa fonte pontual (PSF);
- Determinar qual a FWHM, em número de pixels, dessa PSF através de interpolação linear (fig. 39);

- Para diminuir o ruído, plotar também as PSFs das duas linhas adjacentes à linha que contém o pixel com a contagem máxima (posterior e anterior), determinar a FWHM de cada uma e fazer uma média entre os três valores;
- Converter a FWHM para milímetros, multiplicando o valor obtido em número de pixels pelo tamanho do pixel[1] em milímetros, informação fornecida pelo fabricante.

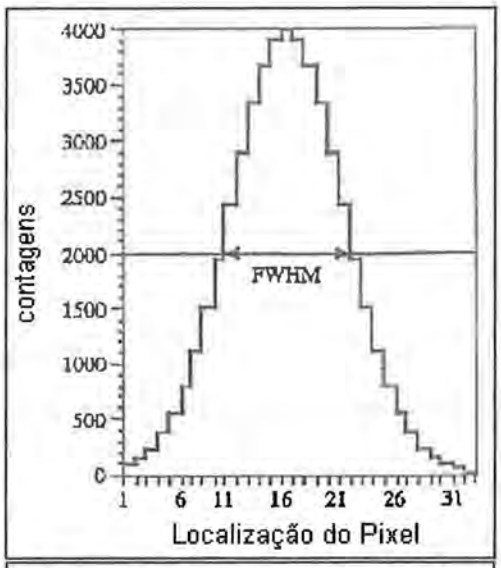


Figura 39 – PSF típica com FWHM determinada graficamente por interpolação.

4.1.5. Relatório:

Elaborar um relatório com as seguintes informações:

a) As dimensões das fontes pontuais utilizadas;

b) Uma tabela com os valores de FWHM obtidos:

	Reconstrução no plano Transversal	Reconstrução no plano Coronal	Reconstrução no plano Sagital
Posição da Fonte	**FWHM (pixel)**	**FWHM (pixel)**	**FWHM (pixel)**
x0y0			
x0y5			
x0y10			
x0y15			
x5y0			
x5y5			
x5y10			
x5y15			
x10y0			
x10y5			
X10y10			
X10y15			
x15y0			
x15y5			
X15y10			
X15y15			
média (pixel)			
média (mm)			

[1] O tamanho do pixel deve ser informado pelo fabricante ou obtido experimentalmente quando não estiver disponível.

4.2. Roteiro para medida de Espalhamento

4.2.1. Objetivo:

Este procedimento tem, por objetivo, medir a sensibilidade relativa do sistema à radiação espalhada. O espalhamento é expresso pela fração espalhada, SF ("Scatter Fraction"), para todo o tomógrafo e pelos valores de fração espalhada em cada corte.

4.2.2. Materiais:

- **Três fontes lineares**, preenchidas com FDG, de 130 mm de comprimento e menores que ¼ FWHM intrínseca da câmara em todas as dimensões, dispostas em um suporte inserível no simulador físico, conforme a figura 40;
- **Simulador cilíndrico.**

Figura 40 – Suporte para as três fontes lineares inserido no simulador cilíndrico.

4.2.3. Método:

a) Aquisição de dados:

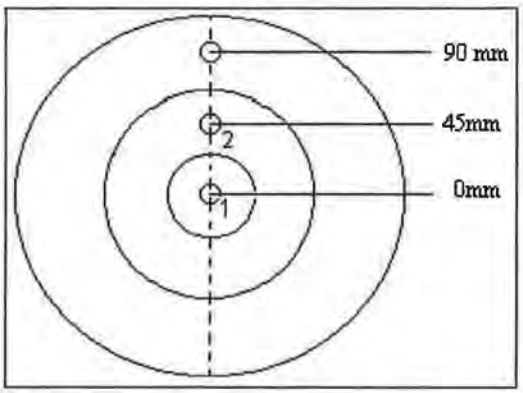


Figura 41 – Vista superior do suporte para as três fontes lineares.

- Colocar uma fonte linear na posição central do suporte, posição 1 da figura 41;
- Inserir o suporte no simulador físico;
- Preencher o simulador com água, que servirá como meio espalhador;
- Centrá-lo no campo de visão da câmara e entre os dois detectores (figura 42);
- Fazer a aquisição das imagens desta fonte;
- Retirá-la do suporte;
- Inserir uma fonte linear na posição 2, proceder da mesma forma que na posição 1 e adquirir as imagens;
- Repetir a aquisição com a fonte na posição 3.

b) **Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:**

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que a distância entre os detectores e o simulador seja mínima;

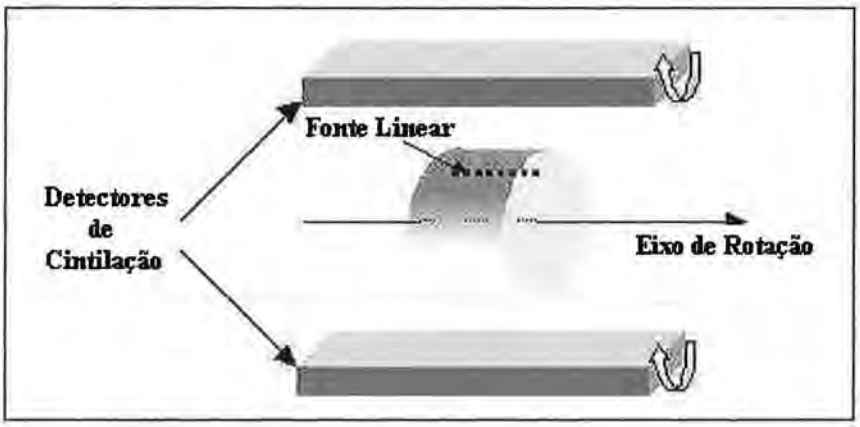


Figura 42 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

- Não fazer nenhuma correção para o espalhamento e atenuação;
- Fazer correção para os eventos aleatórios;
- Fazer a correção para as perdas por tempo-morto, quando disponível no equipamento;
- Fazer a reconstrução utilizando freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.2.4. Processamento dos Dados:

a) **Para a obtenção dos Eventos Espalhados, C_s:**

- Reconstruir as imagens adquiridas em cada posição do suporte segundo os parâmetros citados no item anterior (figura 43);
- Construir os sinogramas para todos os cortes das fontes lineares nas três posições (figura 44);

Figura 43 – Imagem reconstruída de uma fonte linear nas três posições do suporte.

Figura 44 – Exemplo de três sinogramas de uma fonte linear disposta nas três posições do suporte.

- Encontrar o pixel de maior valor em cada sinograma;
- Deslocar horizontalmente as linhas da matriz do sinograma de forma que os pixels de maior contagem fiquem alinhados na direção central da matriz;
- Zerar as contagens dos pixels afastados mais de 120 mm (~30 pixels de 4 mm cada) para cada lado do pixel central, em cada linha do sinograma;
- Em cada sinograma, somar verticalmente as contagems de todos os pixels alinhados, formando um único vetor da largura da matriz do sinograma, porém com valores somente nos pixels das posições correspondentes aos 120 mm de cada lado do pixel central, ou seja, do pixel com a maior contagem;
- Construir um gráfico dessa contagem total por pixel, localizando o pixel com a maior contagem (figura 45);

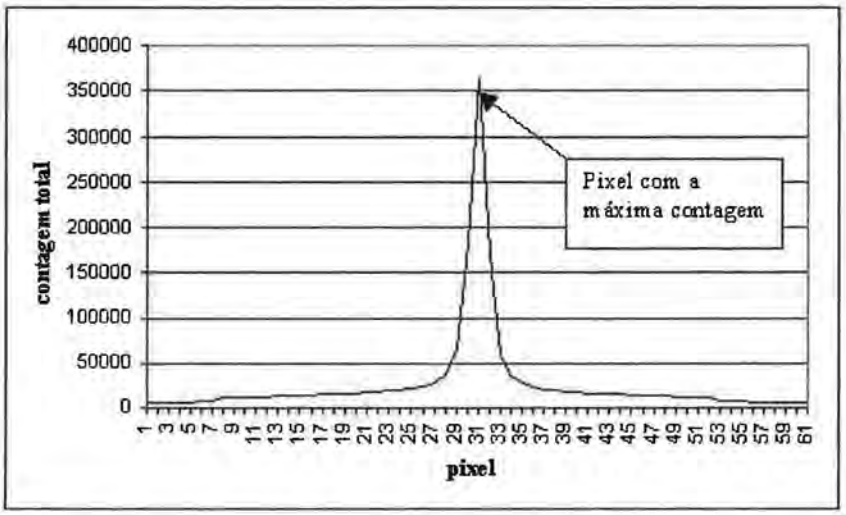


Figura 45 – Exemplo do gráfico da contagem total por pixel.

- Por interpolação linear, obter no gráfico anterior as contagens C_L e C_R, correspondentes às contagens à esquerda e à direita da faixa de 40 mm de largura centrada no pixel de maior contagem (figura 46);

- Obter a integral da região cinza claro da figura 46[1]; adicionar o resultado às contagens dos pixels fora da faixa (região cinza escuro da figura 46), obtendo as contagens devido ao espalhamento, C_S;
- Proceder da mesma maneira para todos os sinogramas de todos os cortes i das imagens das fontes lineares em cada uma das três posições k, obtendo as contagens devidas ao espalhamento, $C_{S,i,k}$.

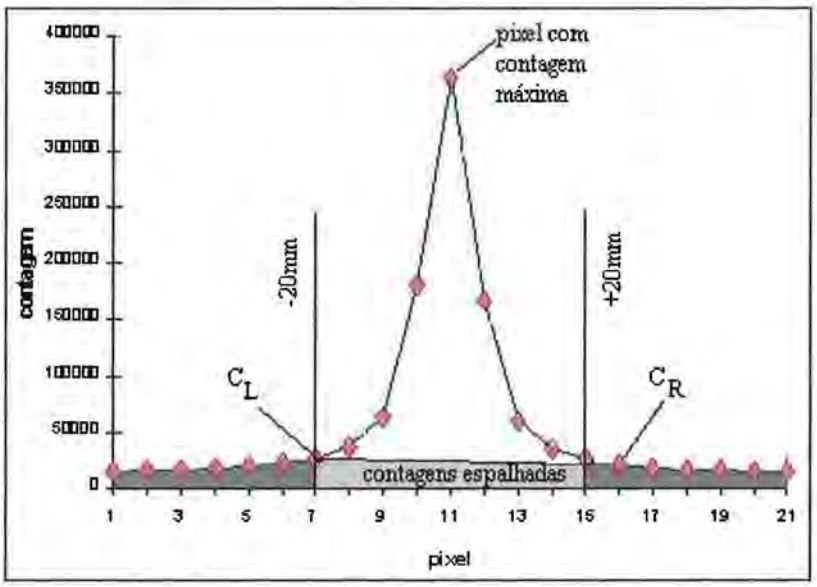


Figura 46 – Integração das contagens de fundo dentro e fora da faixa de 40 mm.

b) **Para a obtenção dos Eventos Totais, C_{TOT}:**

- Obter o total de contagens para todos os sinogramas de todos os cortes i das imagens das fontes lineares nas três posiçoes k, $C_{TOT,i,k}$, a partir da integração da curva do gráfico da figura 46.

c) **Para a obtenção da Fração de Espalhamento, SF:**

- Obter a radioatividade média $A_{ave,k}$ durante a aquisição da imagem de uma fonte num intervalo de tempo $T_{aqui,k}$, para cada posição k da fonte linear, através da expressão a seguir:

$$A_{ave,k} = \frac{A_{o,k}}{\ln 2}\left(\frac{T_{1/2}}{T_{aqui}}\right)\left\{1-\exp\left(\frac{-T_{aqui}}{T_{1/2}}\times \ln 2\right)\right\}$$

Em que: $A_{o,k}$ é a atividade inicial em cada aquisição com a fonte linear numa posição k; e

$T_{1/2}$ é a meia-vida do elemento radioativo utilizado.

[1] Uma maneira prática de se obter essa integral é calcular a média aritmética das contagens C_L e C_R e multiplicar pelo número de pixels, incluindo valores fracionários, existente na faixa de 40 mm.

- Obter a fração espalhada, SF_i, para cada corte i através da expressão:

$$SF_i = \frac{\left(\frac{C_{s,i,1}}{A_{ave,1}}\right) + 8 \times \left(\frac{C_{s,i,2}}{A_{ave,2}}\right) + 10{,}75 \times \left(\frac{C_{s,i,3}}{A_{ave,3}}\right)}{\left(\frac{C_{tot,i,1}}{A_{ave,1}}\right) + 8 \times \left(\frac{C_{tot,i,2}}{A_{ave,2}}\right) + 10{,}75 \times \left(\frac{C_{tot,i,3}}{A_{ave,3}}\right)}$$

Em que os índices 1, 2 e 3 referem-se à fonte linear nas posições central, a 45 mm e 90 mm do centro do suporte, esquematizadas na figura 41.

- Obter a fração espalhada do sistema, SF , que é a média dos valores da fração de espalhamento para cada corte, obtidos anteriormente:

$$SF_{sis} = \frac{\sum_{i=1}^{N} SF_i}{N}$$

Em que N é o número total de cortes.

4.2.5. Relatório:

Elaborar uma tabela com os valores da fração de espalhamento, SF_i, por corte e do sistema, SF_{sis}, obtidos:

corte	**SF_i**
1	
2	
3	
...	
SF_{sis} →	

4.3. Roteiro para medida da Sensibilidade

4.3.1. Objetivo:

Medir a sensibilidade média por plano de imagem para uma câmara com dois detectores de cintilação antes que qualquer correção de variação na sensibilidade seja aplicada.

4.3.2. Material:

- Simulador físico cilíndrico.

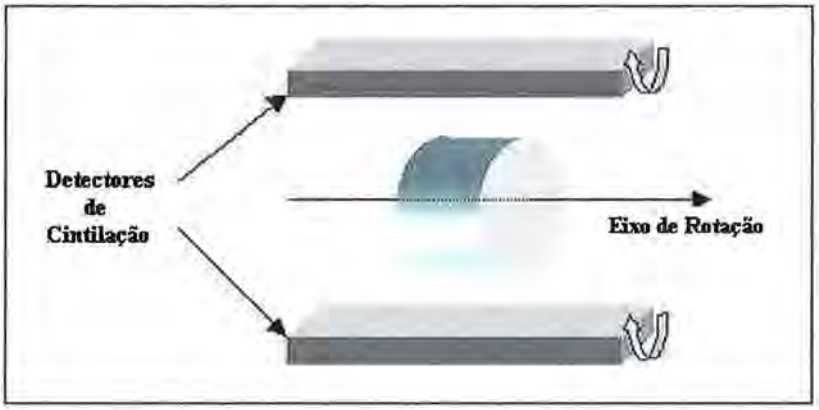


Figura 47 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

4.3.3. Método:

a) **Aquisição de dados:**

- Preencher o simulador com uma solução homogênea[1] de água e material radioativo;
- Eliminar as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Centralizar o simulador no campo de visão dos e entre os detectores (figura 47) e adquirir as imagens.

b) **Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:**

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Não fazer nenhuma correção para o espalhamento e atenuação;
- Fazer correção para os eventos aleatórios;

[1] Uma maneira de homogeneizar a mistura é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar bolhas.

- Fazer a correção para as perdas por tempo-morto, quando disponível no equipamento;
- Fazer a reconstrução utilizando a freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.3.4. Processamento dos Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para o plano transversal. Escolher os mesmos limites de reconstrução que aqueles para o cálculo da fração de espalhamento (item 5.2), de forma a obter o mesmo números de cortes;
- Construir sinogramas de todos os cortes reconstruídos (figura 48);
- Para cada corte i, obter a contagem total dos pixels dentro de uma faixa de 120 mm no centro da imagem, $C_{i,Tot,\ 120\ mm}$;

Figura 48 – Exemplo de sinograma de um corte de um cilindro com atividade.

- Obter a radioatividade média $A_{ave,k}$ durante a aquisição da imagem num intervalo de tempo T_{aqui} , através da expressão a seguir:

$$A_{ave} = \frac{A_o}{\ln 2}\left(\frac{T_{1/2}}{T_{aqui}}\right)\left\{1 - \exp\left(\frac{-T_{aqui}}{T_{1/2}} \times \ln 2\right)\right\}$$

Em que: A_o é a atividade inicial; e
$T_{1/2}$ é a meia-vida do elemento radioativo utilizado.

- Obter a concentração da atividade média, $a_{ave,j}$, para cada aquisição j, através da fórmula:

$$a_{ave,j} = \left(\frac{A_{ave,j}}{V}\right)$$

Em que: V é o volume interno do simulador físico, ou seja, o volume da solução ativa.

- Calcular a sensibilidade por corte i, S_i, através da expressão:

$$S_i = \frac{C_{i,TOT,120mm}}{T_{aqui}} \left(\frac{1 - SF_i}{a_{ave}} \right)$$

Em que: SF_i é a fração de espalhamento por corte, obtido no item 5.2; e T_{aqui} é o tempo de aquisição da imagem.

- Obter a sensibilidade média, de todos os cortes i, através da expressão:

$$\langle S \rangle = \frac{\sum_{i=1}^{N} S_i}{N}$$

Em que: N é o número total de cortes.

- Obter a do sistema através da integração das sensibilidades por corte i.

$$S_{sist} = \sum S_i$$

4.3.5. Relatório:

Elaborar uma tabela com os valores de sensibilidade, S_i, em cada corte, a média, <S>, e também o valor para o sistema, S_{sis}:

corte	S_i
1	
...	
<S> →	
S_{sis} →	

4.4. Roteiro para medida da Uniformidade

4.4.1. Objetivo:

Fornecer uma medida do desvio extremo detectado em planos da imagem, assim como o desvio médio.

4.4.2. Material:

- Simulador físico cilíndrico.

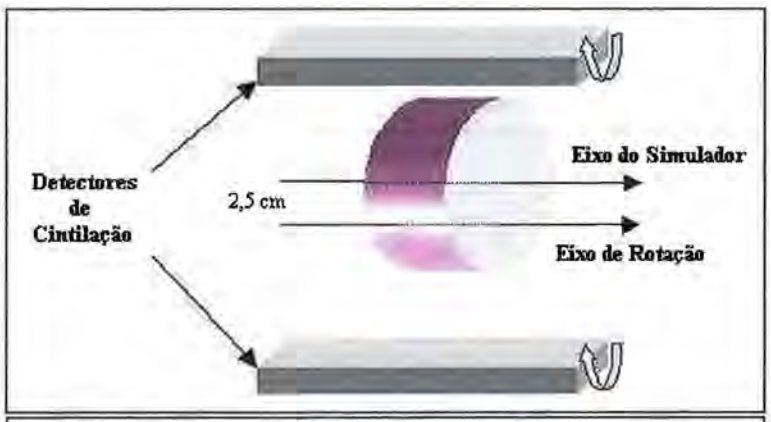


Figura 49 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

4.4.3. Método:

a) **Aquisição de dados:**

- Preencher o simulador com uma solução homogênea[1] de água e material radioativo;
- Eliminar as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Centralizar o simulador no campo de visão, porém deslocado 25 mm do eixo longitudinal (de rotação) entre os detectores (figura 49), e adquirir as imagens.

b) **Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:**

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Fazer correção para os eventos aleatórios;
- Fazer a correção para as perdas por tempo-morto, quando disponível no equipamento;

[1] Uma maneira de homogeneizar a mistura é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar bolhas.

- as porcentagens máxima e mínima de não-uniformidade no corte i, referentes aos valores máximo e mínimo de contagem são:

$$NU_{\max} = +\left[100\frac{C_{i,\max} - Ave(C_{i,\max})}{Ave(C_{i,\max})}\right]\%$$

$$NU_{\min} = -\left[100\frac{C_{i,\min} - Ave(C_i)_{\min}}{Ave(C_i)_{\min}}\right]\%$$

- Para a **Uniformidade Volumétrica:**
  - obter o maior valor de $C_{i,max}$ entre todos os cortes, $Max(C_{i,max})$, e o respectivo valor de $Ave(C_{i,max})$, $Max(Ave(C_{i,max}))$;
  - obter o menor valor de $C_{i,min}$ entre todos os cortes, $Min(C_{i,min})$, e o respectivo valor de $Ave(C_{i,min})$, $Min(Ave(C_{i,min}))$;
  - calcular a porcentagem de não-uniformidade máxima e mínima do volume, NU_{vol}, por todo o campo de visão (volume) do tomógrafo:

$$NU_{Vol,\max} = +\left[100 \times \frac{Max(C_{i,\max}) - Max(Ave(C_{i,\max}))}{Max(Ave(C_{i,\max}))}\right]\%$$

$$NU_{vol,\min} = -\left[100 \times \frac{Min(C_{i,\min}) - Min(Ave(C_{i,\min}))}{Min(Ave(C_{i,\min}))}\right]\%$$

4.4.5. Relatório:

Elaborar tabelas com os seguintes valores:

c) Uniformidade do Corte:

corte	NU_{max} (%)	NU_{min} (%)
1		
2		
...		

d) Uniformidade Volumétrica:

$NU_{Vol\ max}$ (%)	$NU_{Vol\ min}$ (%)

4.5. Roteiro para medidas de Aleatórios e Contagens Perdidas

4.5.1. Objetivo:

Medir as perdas de eventos devido ao tempo-morto do sistema e à geração de eventos aleatórios em determinados níveis de atividade da fonte.

4.5.2. Material:

- Simulador físico cilíndrico.

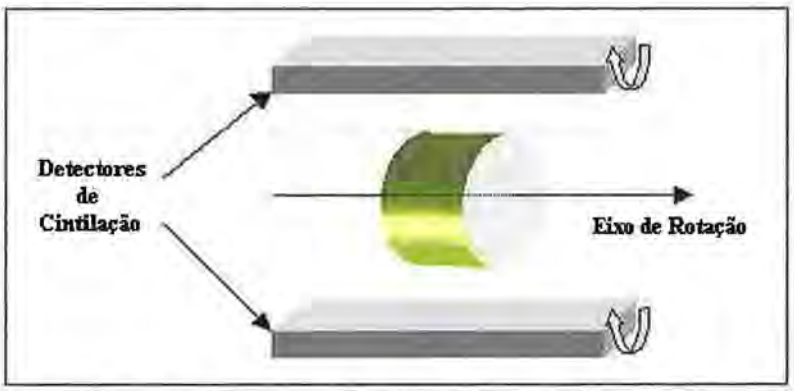


Figura 52 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

4.5.3. Método:

a) Aquisição de dados:

- Preencher o simulador com uma solução homogênea[1] de água e material radioativo. Inicialmente a atividade do simulador deve ser relativamente alta;
- Eliminar as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Centralizar o simulador no campo de visão dos e entre os detectores (figura 52) e adquirir as imagens.

b) Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Fazer aquisições utilizando eventos do fotopico e do espalhamento Compton e somente com os eventos do fotopico, caso seja possível;
- Realizar sucessivas aquisições (o maior número possível), iniciando com uma alta atividade no simulador, em intervalos menores que a metade da meia-vida do radionuclídeo. Observar as durações de cada aquisição individual, T_{aqui}, que devem ser menores que um quarto da meia-vida. Adquirir as três últimas medidas a uma taxa de contagem e duração suficientes, de forma a fornecer estatística adequada para evitar imprecisões na análise;

[1] Uma maneira de homogeneizar a mistura é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar bolhas.

observar, entretanto, as especificações dos fabricantes quanto à concentração da atividade inicial, tempos de aquisição e duração;

- Quando possível, nenhuma das seguintes correções deve ser aplicada às medidas na reconstrução: variação na sensibilidade do detector, detecção de movimentos, aleatórios, espalhamento, tempo-morto e atenuação;
- Fazer a reconstrução utilizando freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.5.4. Processamento de Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para o plano de reconstrução transversal;

- **Obter** a radioatividade média, $A_{ave,j}$, para cada aquisição j, com duração $T_{aqui,j}$, através da expressão a seguir:

$$A_{ave,j} = \frac{A_{o,j}}{\ln 2}\left(\frac{T_{1/2}}{T_{aqui,j}}\right)\left\{1 - \exp\left(\frac{-T_{aqui,j}}{T_{1/2}} \times \ln 2\right)\right\}$$

Em que: $A_{o,j}$ é a atividade inicial de cada aquisição j; e
$T_{1/2}$ é a meia-vida do elemento radioativo utilizado.

- **Obter** a concentração da atividade média, $a_{ave,j}$, para cada aquisição j, através da fórmula:

$$a_{ave,j} = \left(\frac{A_{ave,j}}{V}\right)$$

Em que: V é o volume interno do simulador físico, ou seja, o volume da solução ativa.

- **Medida do tempo-morto:** Para cada uma das sucessivas aquisições j de cada grupo de eventos (somente fotopico e fotopico mais Compton), somar as contagens em cada corte i reconstruído em todo o campo-de-visão.

Caso essas contagens também contemplem as aleatórias[2], $C_{r,\ i,\ j}$, descontá-las para obter somente as verdadeiras e espalhadas, $C_{t+s,\ i,\ j}$.

Calcular a taxa verdadeiros + espalhados, $R_{t+s,\ i,\ j}$, como segue:

$$R_{t+s,i,j} = \frac{C_{t+s,i,j}}{T_{aqui,j}}$$

Calcular a taxa de extrapolados[3], $R_{Extr,\ i\ j}$. Para minimizar os efeitos estatísticos, essa taxa deve ser obtida pela equação:

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^{3} \frac{R_{t+s,i,k}}{A_{ave,k}}$$

Em que k = 1, 2, 3 são as três últimas aquisições com a menor atividade.

Calcular a porcentagem de perda na taxa de contagem devida ao tempo-morto, $PDT_{i,\ j}$, em unidades porcentuais, através da equação:

$$PDT_{i,j} = \left[100 - \left(\frac{R_{t+s,i,j}}{R_{Extr,i,j}} \times 100\right)\right]\%$$

Determinar a concentração da atividade na qual a porcentagem de perda na taxa de contagem devida ao tempo-morto, $PDT_{i,\ j}$ seja 50%, utilizando interpolação linear.

Obter valores do sistema somando os valores de cada corte i para cada aquisição j, como se segue.

Calcular a taxa verdadeiros + espalhados do sistema, $R_{t+s,\ sis,\ j}$, para um total I de cortes reconstruídos:

$$R_{t+s,sis,j} = \sum_{i=1}^{I} R_{t+s,i,j}$$

[2] As contagens aleatórias, $C_{r,\ i,\ j}$, deverão ser obtidas usando um procedimento técnico padrão, recomendado pelo fabricante.

[3] A taxa de extrapolados é a taxa de eventos verdadeiros caso não houvesse perda por tempo-morto.

Calcular a taxa de extrapolados do sistema, $R_{Extr,\,sis,\,j}$, para um total I de cortes reconstruídos:

$$R_{Extr,sis,j} = \sum_{i=1}^{I} R_{Extr,i,j}$$

Calcular a porcentagem de perda na taxa de contagem devida ao tempo-morto do sistema, $PDT_{sis,\,j}$, em unidades porcentuais, através da equação:

$$PDT_{sis,j} = \left[100 - \left(\frac{R_{t+s,sis,j}}{R_{Extr,sis,j}} \times 100\right)\right]\%$$

Determinar a concentração da atividade na qual a porcentagem de perda na taxa de contagem devida ao tempo-morto do sistema, $PDT_{sis,\,j}$, seja 50%, utilizando interpolação linear.

- **Medida da taxa de eventos verdadeiros**: Para cada uma das sucessivas aquisições j de cada grupo de eventos (somente fotopico e fotopico mais Compton) e para cada corte i, desenhar uma região circular de interesse, $ROI_{i,\,j}$, centrada e de diâmetro 240 mm. Totalizar as contagens dentro da ROI em cada um dos cortes.

Caso essas contagens também contemplem os eventos aleatórios[4], $C_{ROI,\,r,\,i,\,j}$, descontá-los para obter somente os verdadeiros e espalhados, $C_{ROI,\,t+s,\,i,\,j}$.

Calcular a taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\,t,\,i,\,j}$:

$$R_{ROI,t,i,j} = \frac{C_{ROI,t+s,i,j}}{T_{aqui,j}}\left(1 - SF_i\right)$$

Em que SF_i é a fração de espalhamento obtida no item 6.2.

Calcular a taxa de contagens aleatórias, $R_{ROI,\,r,\,i,\,j}$:

$$R_{ROI,r,i,j} = \frac{C_{ROI,r,i,j}}{T_{aqui,j}}$$

[4] As contagens aleatórias, $C_{ROI,\,r,\,i,\,j}$, deverão ser obtidas usando um procedimento técnico padrão, recomendado pelo fabricante.

Calcular a taxa de extrapolados[5], $R_{ROI,\,Extr,\,i,\,j}$. Para minimizar os efeitos estatísticos, essa taxa deve ser obtida pela equação:

$$R_{ROI,Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^{3} \frac{R_{ROI,t,i,k}}{A_{ave,k}}$$

Em que k = 1, 2, 3 são as três últimas aquisições com a menor atividade.

Para cada aquisição j e cada corte i, utilizando interpolação linear, calcular a taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\,t,\,i,\,j}$, e a concentração da atividade, $a_{ave,j}$, em que essa taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\,t,\,i,\,j}$, equivale à taxa de aleatórios, $R_{ROI,\,r,\,i,\,j}$.

Calcular a taxa de contagens verdadeiras do sistema, $R_{ROI,t,\,sys,j}$, para um total, I, de cortes reconstruídos, como segue:

$$R_{ROI,t,sis,j} = \sum_{i=1}^{I} R_{ROI,t,i,j}$$

Calcular a taxa de contagens aleatórias do sistema, $R_{ROI,r,\,sys,j}$, para um total I de cortes reconstruídos:

$$R_{ROI,r,sis,j} = \sum_{i=1}^{I} R_{ROI,r,i,j}$$

Utilizando interpolação linear, calcular a taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\,t,\,sis,\,j}$, e a concentração da atividade, $a_{ave,j}$, em que essa taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\,t,\,sis,\,j}$, equivale à taxa de aleatórios, $R_{ROI,\,r,\,sis,\,j}$.

Calcular a taxa de extrapolados do sistema, $R_{ROI,\,Extr,\,sis,\,j}$, para um total I de cortes reconstruídos:

$$R_{ROI,Extr,sis,j} = \sum_{i=1}^{I} R_{ROI,Extr,i,j}$$

[5] A taxa de extrapolados é a taxa de eventos verdadeiros caso não houvesse perda por tempo-morto.

4.5.5. Relatório:

Elaborar um relatório com as seguintes informações:

A. Para a Medida do Tempo-Morto

a) Tabela com os resultados da perda por tempo-morto do sistema, PDT (%), para cada aquisição:

Aquisição	PDT (%)
1	
...	

b) Gráfico da perda por tempo-morto do sistema, PDT_{sis} (%), em função da Concentração da Atividade, a_{ave} .

c) Valor da Concentração da Atividade, a_{ave} (MBq/l), para a qual a perda por tempo-morto do sistema, PDT_{sis}, é de 50%.

B. Para a Medida da Taxa de Eventos Verdadeiros

a) Considerando todas as aquisições, tabelar, para cada corte, o menor valor da taxa de eventos verdadeiros entre as condições abaixo e respectiva Concentração da Atividade:

- quando $R_{ROI,t,i} = R_{ROI,r,i}$
- quando $R_{ROI,t,i}$ atinge o pico ou satura

Corte	Taxa de verdadeiros	Concentração da Atividade (MBq/l)
1		
...		

b) Para o sistema, gráfico destas três quantidades em função da Concentração da Atividade, a_{ave} (MBq/l):

$R_{ROI,t,\,sis}$ => taxa de verdadeiros do sistema;

$R_{ROI,r,\,sis}$ => taxa de aleatórios do sistema;

$R_{ROI,\,Extr,sis}$ => taxa de verdadeiros extrapolados do sistema

c) Para o sistema, o menor valor entre a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,sis}$, quando $R_{ROI,t,sis} = R_{ROI,r,sis}$, e a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,pico,i}$, na qual $R_{ROI,t,i}$ atinge o pico ou satura e respectiva Concentração da Atividade, a_{ave} :

Taxa de verdadeiros	Concentração da Atividade

4.6. Roteiro para medida da Acurácia da Correção da Taxa de Contagem

4.6.1. Objetivo:

Medir a precisão das correções de perdas por tempo-morto e de contagens de eventos aleatórios nas imagens.

4.6.2. Material:

- **Simulador físico cilíndrico**

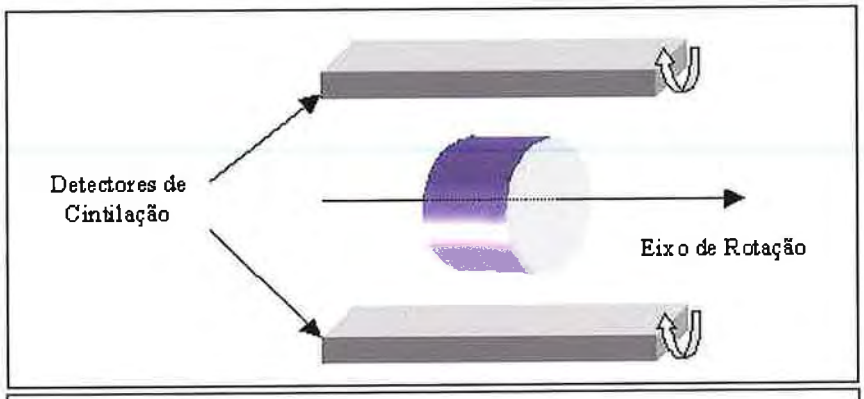


Figura 53 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

4.6.3. Método[1]:

a) Aquisição de dados:

- Preencher o simulador com uma solução homogênea[2] de água e material radioativo. Inicialmente a atividade do simulador deve ser relativamente alta;
- Eliminar as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Centralizar o simulador no campo de visão dos e entre os detectores (figura 53) e adquirir as imagens.

b) Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Fazer aquisições utilizando eventos do fotopico e do espalhamento Compton e somente com os eventos do fotopico, caso seja possível;
- Realizar sucessivas aquisições (o maior número possível), iniciando com uma alta atividade no simulador, em intervalos menores que a metade da meia-vida do radionuclídeo. Observar as durações de cada aquisição individual, T_{aqui}, que devem ser menores que um

[1] Os dados adquiridos para as medidas de taxas de aleatórios e perdas devido ao tempo-morto, descritos no item 5.5 podem ser usados para medir o erro na taxa de contagem depois das correções de tempo-morto e coincidências aleatórias. A comparação é feita entre a taxa de contagem verdadeira corrigida e a extrapolação da taxa de contagem a partir dos dados da taxa obtida com baixa atividade. É considerado que os erros por tempo-morto e aleatórios são insignificantes nas taxas obtidas com baixa atividade.

[2] Uma maneira de homogeneizar a mistura é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar bolhas.

quarto da meia-vida. Adquirir as três últimas medidas a uma taxa de contagem e duração suficiente de forma a fornecer estatística adequada para evitar imprecisões na análise; observar, entretanto, as especificações dos fabricantes quanto à concentração da atividade inicial, tempos de aquisição e duração;

- Aplicar todas as correções possíveis;
- Fazer a reconstrução utilizando freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.6.4. Processamento de Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para cada plano transversal;

- Obter a radioatividade média, $A_{ave,j}$, para cada aquisição j, com duração $T_{aqui,j}$, através da expressão a seguir:

$$A_{ave,j} = \frac{A_{o,j}}{\ln 2}\left(\frac{T_{1/2}}{T_{aqui,j}}\right)\left\{1 - \exp\left(\frac{-T_{aqui,j}}{T_{1/2}} \times \ln 2\right)\right\}$$

Em que: A_o é a atividade inicial em cada aquisição j; e
$T_{1/2}$ é a meia-vida do elemento radioativo utilizado.

- Obter a concentração da atividade média, $a_{ave,j}$, para cada aquisição j, através da fórmula:

$$a_{ave,j} = \left(\frac{A_{ave,j}}{V}\right)$$

Em que: V é o volume interno do simulador físico.

- Para cada uma das sucessivas aquisições j de cada grupo de eventos (somente fotopico e fotopico mais Compton) e para cada corte i, desenhar uma região circular de interesse, $ROI_{i,\ j}$, centrada e de diâmetro 180 mm. Totalizar as contagens verdadeiras, $C_{ROI,\ i,\ j}$, dentro da ROI em cada um dos cortes;

- Calcular a taxa de contagens verdadeiras, $R_{ROI,\ i,\ j}$:

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{aqui,j}}$$

- Calcular a taxa de verdadeiros extrapolados[3], $R_{ROI,\ Extr,\ i,\ j}$. Para minimizar os efeitos estatísticos, essa taxa deve ser obtida pela equação:

$$R_{ROI,Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^{3} \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}}$$

Em que k = 1, 2, 3 são as três últimas aquisições com a menor atividade.

- Calcular o erro da taxa de contagem relativa, $\Delta r_{i,j}$, em unidades porcentuais, através da seguinte equação:

$$\Delta r_{i,j} = \left[100 - \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} \times 100 \right) \right] \%$$

- Para cada aquisição, fazer um gráfico com os maiores e menores valores de $\Delta r_{i,j}$, dentre os cortes, em função da concentração de atividade, $a_{ave,\ j}$;

- Calcular para cada curva, por interpolação linear, o menor valor de Δr_i dentre aqueles correspondentes a cada um dos três valores de concentração da atividade determinados no procedimento de medida de tempo-morto (item 4.5): quando as perdas por tempo-morto atingirem 50%, quando a taxa de contagens verdadeiras for igual à de aleatórios ou quando a taxa de verdadeiros atingir o pico ou saturar.

[3] A taxa de extrapolados é a taxa de eventos verdadeiros caso não houvesse perda por tempo-morto.

4.6.5. Relatório:

Elaborar um relatório com as seguintes informações:

a) Para cada corte i de cada aquisição j, tabela com os resultados do cálculo do erro da taxa de contagem relativa, $\Delta r_{i,j}$, em porcentagem:

	j = 1	j = ...
Corte	$\Delta r_{i,j}$	$\Delta r_{i,j}$
1		
...		

b) Gráfico dos maiores e menores valores de $\Delta r_{i,j}$, dentre os cortes, em função da concentração de atividade, $a_{ave,\,j}$.

c) O menor valor de Δr dentre aqueles correspondentes a cada um dos três valores de concentração da atividade determinados no procedimento de medida de tempo-morto (item 6.5): quando as perdas por tempo-morto atingirem 50%, quando a taxa de contagens verdadeiras for igual a de aleatórios ou quando a taxa de verdadeiros atinge o pico ou satura:

	a_{ave}	Δr (%)
quando PDT = 50%		
quando $R_t = R_r$		
quando R_t saturar ou atingir o pico		

4.7. Roteiro para medida da Acurácia da Correção de Atenuação

4.7.1. Objetivo:

Medir a precisão do método de transmissão para correção da atenuação.

4.7.2. Material:

- **Simulador físico, com três cilindros de densidades diferentes inseridos em seu interior.** Na figura 54, as diferentes densidades estão representadas por cores diferentes: amarelo (A) é o de Teflon, verde (B) é o que contém ar e azul (C) é o que contém água. Estes cilindros devem ser dispostos a (60 ± 3) mm do eixo axial do simulador e a 120° um do outro[1], conforme esquematizado na figura 55.

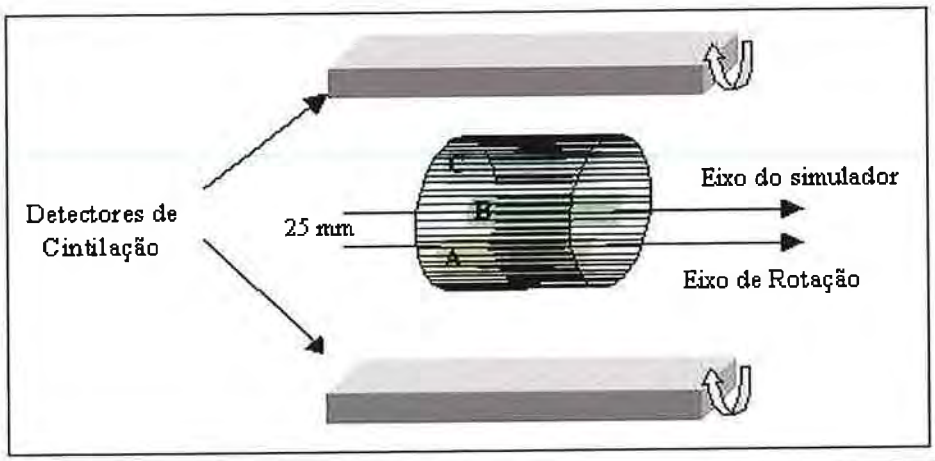


Figura 54 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

4.7.3. Método:

a) Aquisição de dados:

- Fazer a aquisição da imagem nos dois modos:
  - **Transmissão:** o simulador deve ser preenchido com água, um dos cilindros também deve ser preenchido com água e o outro deve conter ar;
  - **Emissão:** o simulador deve ser preenchido com uma solução homogênea de água e material radioativo. O conteúdo dos cilindros deve ser o mesmo da medida de transmissão.

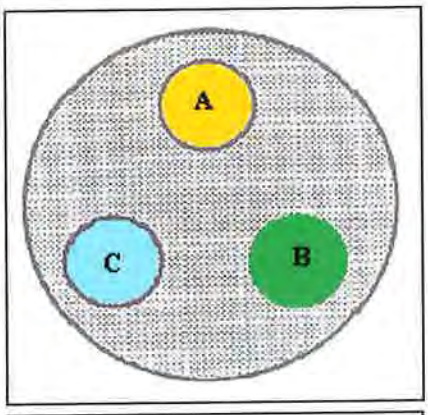


Figura 55 – Esquema da disposição dos cilindros no simulador (vista superior).

As aquisições nestes dois modos podem serem feitas em qualquer ordem, contanto que os devidos procedimentos sejam seguidos: caso o simulador seja removido entre as medidas,

[1] O apêndice B contém os desenhos técnicos com as dimensões e disposições dos cilindros dentro do simulador.

deve-se reposicioná-lo precisamente; se a aquisição por emissão for feita primeiro, deve-se aguardar o tempo de 10 meias-vidas antes de se realizar a aquisição por transmissão;

- Após o preenchimento do simulador com a solução de água e material radioativo para a aquisição por emissão, eliminar[2] as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Para os dois modos de aquisição, centralizar o simulador no campo de visão, porém deslocado 25 mm do eixo longitudinal entre os detectores (figura 54).

b) Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;
- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Aplicar todas as correções possíveis, incluindo a correção de atenuação obtida a partir das medidas de transmissão;
- Fazer a reconstrução utilizando freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.7.4. Processamento dos Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para cada plano transversal;
- Nas imagens de emissão, para cada corte reconstruído i, definir três regiões de interesse, ROI, circulares de (30±2)mm de diâmetro, centrados em cada uma das imagens dos cilindros e nove ROIs circulares, também de 30mm de diâmetro, na área da atividade uniforme (figura 56);
- Registrar o total de contagens em cada ROI, em cada corte i:
    - Cilindro contendo ar: $C_{ar,\,i}$
    - Cilindro de Teflon: $C_{sólido,\,i}$

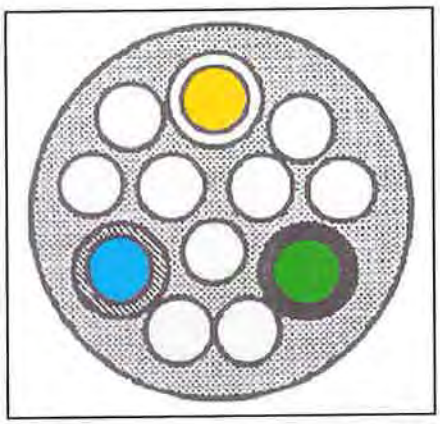


Figura 56 – Três regiões de 30mm centrados nos cilindros e nove regiões de 30mm, na área de atividade uniforme.

[2] Uma maneira de eliminar estas bolhas de ar é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar mais bolhas.

- Cilindro contendo água: $C_{água,\,i}$
- Região de atividade uniforme: $C_{k,i}$, em que o índice k identifica cada uma das nove ROIs na área de atividade uniforme.

- Calcular as contagens normalizadas, $C_{N,\,i}$, em cada corte i:

$$C_{N,i} = \sum_{k=1}^{9} \frac{C_{k,i}}{9}$$

Em que: k identifica as nove ROIs na área de atividade uniforme.

- Calcular o erros relativos, $\Delta C_{cilindro,\,i}$, em unidades porcentuais, para cada cilindro em cada corte i:

$$\Delta C_{cilindro,i} = 100 \frac{C_{cilindro,i}}{C_{N,i}} \%$$

Em que cilindro = água, teflon e ar.

- Calcular a não-uniformidade da correção de atenuação para cada corte i:

$$NU_{A,i} = \begin{bmatrix} +\left[100 \dfrac{Max(C_{k,i}) - C_{N,i}}{C_{N,i}}\right]\% \\ -\left[100 \dfrac{C_{N,i} - Min(C_{k,i})}{C_{N,i}}\right]\% \end{bmatrix}$$

4.7.5. Relatório:

Elaborar uma tabela com os valores da não-uniformidade da correção de atenuação, para cada corte, e a média:

Corte	$\Delta C_{ar,\,i}$	$\Delta C_{água,\,i}$	$\Delta C_{sólido,\,i}$	$NU_{A,\,máx,\,i}$	$NU_{A,\,mín,\,i}$
1					
2					
3					
...					
média →					

4.8. Roteiro para medida da Acurácia da Correção de Espalhamento

4.8.1. Objetivo:

Medir a precisão de métodos de correção de espalhamento incorporados nos processamentos das câmaras PET/SPECT.

4.8.2. Material:

- **Simulador físico, com um cilindro oco, preenchível com água.** Este cilindro deve estar disposto a (60 ± 3) mm do eixo axial do simulador[1], conforme esquematizado na figura 57.

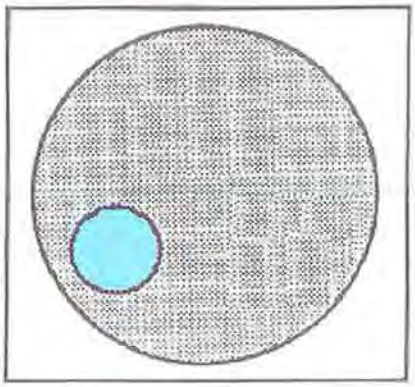


Figura 57 - Esquema da disposição do cilindro no simulador (vista transversal).

4.8.3. Método:

a) **Aquisição de dados:**

- Preencher o simulador com uma solução homogênea de água e material radioativo e o cilindro com água;

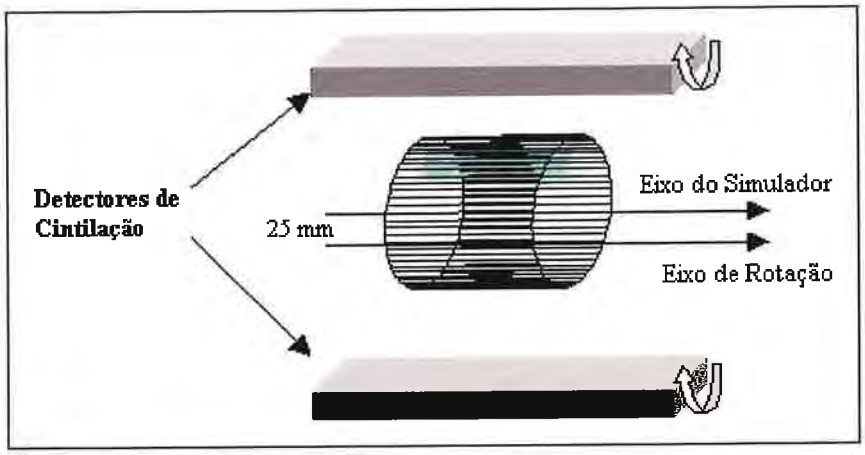


Figura 58 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

- Eliminar[2] as micro-bolhas de ar que possam ter se formado durante seu preenchimento e que são prejudiciais para a formação da imagem;
- Centralizar o simulador no campo de visão, porém deslocado 25 mm do eixo longitudinal entre os detectores (figura 58), e adquirir as imagens.

b) **Parâmetros de Aquisição e Reconstrução:**

- Utilizar matriz de aquisição de 128x128 pixels;
- Fazer as aquisições com um número mínimo de 96 projeções;

[1] O apêndice B contém os desenhos técnicos com as dimensões e posicionamento do cilindro dentro do simulador.

[2] Uma maneira de eliminar estas bolhas de ar é rolar o simulador tampado no chão, porém com velocidade constante e devagar para não formar mais bolhas.

- Utilizar eventos do fotopico e do espalhamento Compton;
- Utilizar o menor raio de rotação possível, de forma que as distâncias de cada detector ao simulador sejam mínimas;
- Fazer correção para os eventos aleatórios;
- Fazer a correção para as perdas por tempo-morto, quando disponível no equipamento;
- Fazer a correção para espalhamento com o software disponível no equipamento;
- Fazer correção para a atenuação dos fótons com o método de correção calculado, na qual se calcula a correção da atenuação através do conhecimento de coeficientes de atenuação dos meios atenuadores. Registrar no relatório os valores de coeficientes de atenuação utilizados.
- Fazer a reconstrução utilizando freqüência de corte na de Nyquist;
- Fazer a reconstrução no plano transversal.

4.8.4. Processamento dos Dados:

- Reconstruir as imagens adquiridas segundo os parâmetros de reconstrução citados no item anterior para cada plano transversal;

- Em cada corte reconstruído i, definir uma região de interesse, ROI, circular de (30 ± 2)mm de diâmetro, centrada na imagem do cilindro e onze ROIs circulares, também de 30mm de diâmetro, na área de atividade uniforme (figura 59);

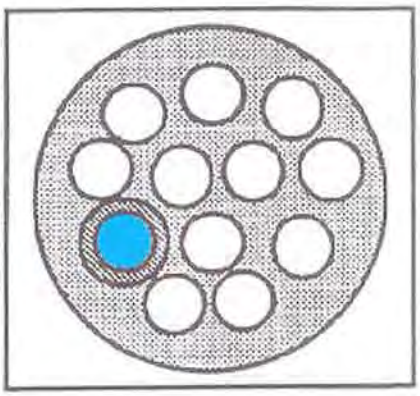


Figura 59 – Uma região de 30mm centrada no cilindro e onze regiões de 30 mm na área de atividade uniforme.

- Registrar o total de contagem em cada ROI, em cada corte i;

- Calcular a fração de espalhamento remanescente para cada corte i, $\Delta SF_{corr,i}$, em unidades porcentuais, usando a expressão:

$$\Delta SF_{corr,i} = 100 \frac{C_{cilindro,i}}{C_{médio,i}} \%$$

Em que: $C_{cilindro,\,i}$ é a contagem na ROI do cilindro no corte i; e
$C_{medio,\,i}$ é a contagem média nas outras onze ROIs no corte i.

- Calcular a fração de espalhamento remanescente para o sistema, ΔSF_{corr}, que será a média dos valores de $\Delta SF_{corr,\,i}$.

$$\Delta SF_{corr} = \frac{\sum_{i}^{N} \Delta SF_{corr,i}}{N}$$

Em que: N é número total de cortes.

4.8.5. Relatório:

Elaborar um relatório com as seguintes informações:

a) As correções aplicadas às medidas;

b) Os coeficientes utilizados na correção de atenuação;

c) Uma tabela com os valores de fração de espalhamento remanescente, $\Delta SF_{corr,\,i}$, em cada corte i e também o valor para o sistema, ΔSF_{corr}:

corte	$\Delta SF_{corr,\,i}$
1	
2	
...	
ΔSF_{corr}	

5. Materiais e Métodos

Uma primeira verificação da validade e viabilidade dos roteiros apresentados no capítulo 4 foi feita através da avaliação de uma câmara com dois detectores e cintilação da ADAC/PHILIPS.

Os materiais e métodos para a aquisição, reconstrução e cálculos empregados para a execução dos roteiros estão descritos neste capítulo.

5.1 Equipamentos e Dispositivos

5.1.1 Câmara com Dois Detectores de Cintilação em Coincidência

O equipamento utilizado[1] neste trabalho foi o Vertex™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC da ADAC Laboratories/Philips (figura 60), câmara com dois detectores de cintilação que pode funcionar tanto no modo SPECT como em coincidência para PET. Este equipamento encontra-se instalado no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP. Ele possui um dispositivo com duas fontes pontuais de ^{137}Cs para produzir os mapas de transmissão utilizados para a correção de atenuação. Os detectores podem posicionar-se a 90° ou 180° um do outro, girando em torno do paciente para a aquisição das imagens, além de se deslocarem no sentido do eixo longitudinal (figura 61).

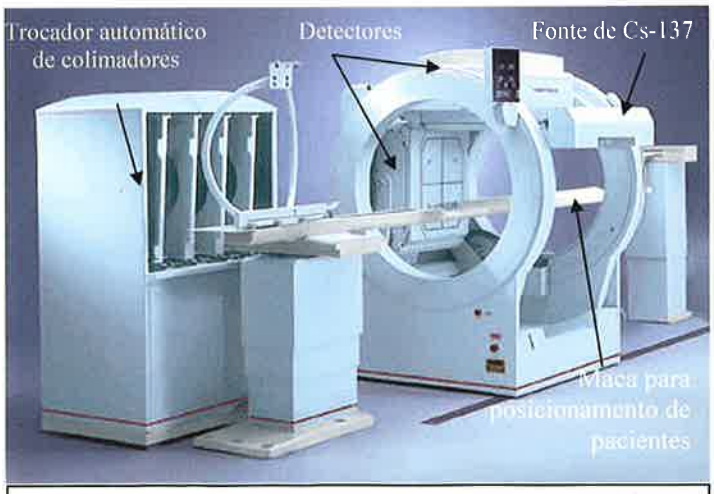


Figura 60 – Equipamento Vertex™ - Plus EPIC™ /MCD™ - AC da ADAC Laboratories/Philips. Fonte: http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/vertex/index.html

Esta câmara utiliza detectores de NaI(Tl) EPIC™ HP (figura 62) que têm seus tubos fotomultiplicadores dispostos de forma a permitir a reconstrução de um campo-de-visão de 38,1 cm x 50,8 cm (15" x 20").

As especificações técnicas da câmara no modo de coincidência fornecidas pelo fabricante (catálogo comercial[2]) estão listadas a seguir:

[1] O equipamento da foto apresenta uma ligeira diferença no trocador automático de colimadores, pois o equipamento do InCor aloja os colimadores horizontalmente.

[2] "EPIC™ - MCD™ Detector Specifications – Molecular Coincidence Detection™ Parameters"; ADAC Laboratories/Philips; Milpitas, Califórnia, EUA.

- **Espessura do cristal**
  - 15,9 mm (5/8")
- **Campo de visão reconstruído**
  - Largura 508 mm (20")
  - Comprimento 381 mm (15")
- **Janela temporal de coincidência**
  - 15 ns
- **Resolução Espacial Reconstruída do Sistema para fótons de 511 keV**
  - FWHM = 4,8 mm
  - FWTM = 10,5 mm ("Full Width at Tenth Maximum")

Figura 61 – Montagem fotográfica exemplificando o deslocamento longitudinal da câmara Vertex™ – Plus EPIC™/MCD™ – AC.
Fonte: http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/vertex/index.html

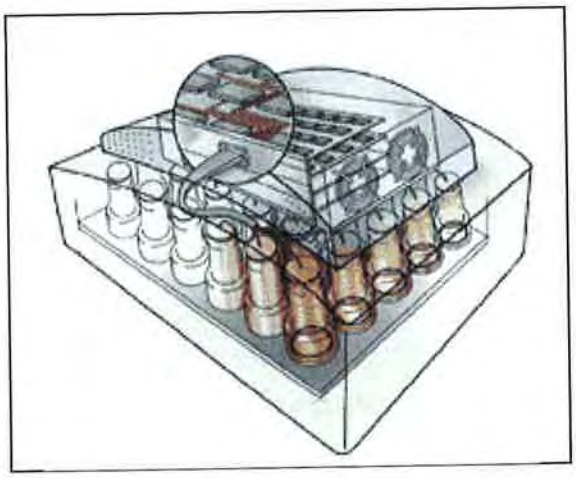


Figura 62 – Esquema do detector de cintilação com suas fotomultiplicadoras.
Fonte: http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/vertex/index.html

- **Resolução energética em 511 keV**
  - @ 2000 kcps ≤ 15%
- **Fração de espalhamento ***
  - Fotopico ≤ 30%
  - Fotopico-Compton ≤ 40%
- **Performance da taxa de contagem**
  - Eventos individuais devidos ao tempo-morto* @ 1000 kcps ≤ 5%
  - Taxa de contagem de eventos individuais máxima / detector** ≥ 2400 kcps
  - Taxa de coincidências verdadeiras máxima** 13 kcps
- **Sensibilidade do sistema****
  - 100 kcps/μCi/cc

* com fonte pontual

** com simulador físico cilíndrico de 200 mm de diâmetro - NEMA

Leapfrog Technology Ltd.[3];

- XmedCon[4], desenvolvido pelo físico Erik Nolf da Ghent University;
- rotinas específicas para este trabalho implementadas na linguagem C (Turbo C, Borland International Inc., versão Lite).

O programa de reconstrução do equipamento ADAC fornece os arquivos em formato proprietário. Estes arquivos foram convertidos para o formato padrão de imagens médicas Interfile com um outro programa do próprio equipamento.

Utilizou-se o programa XmedCon (figura 64) para converter os arquivos Interfile para texto (asc).

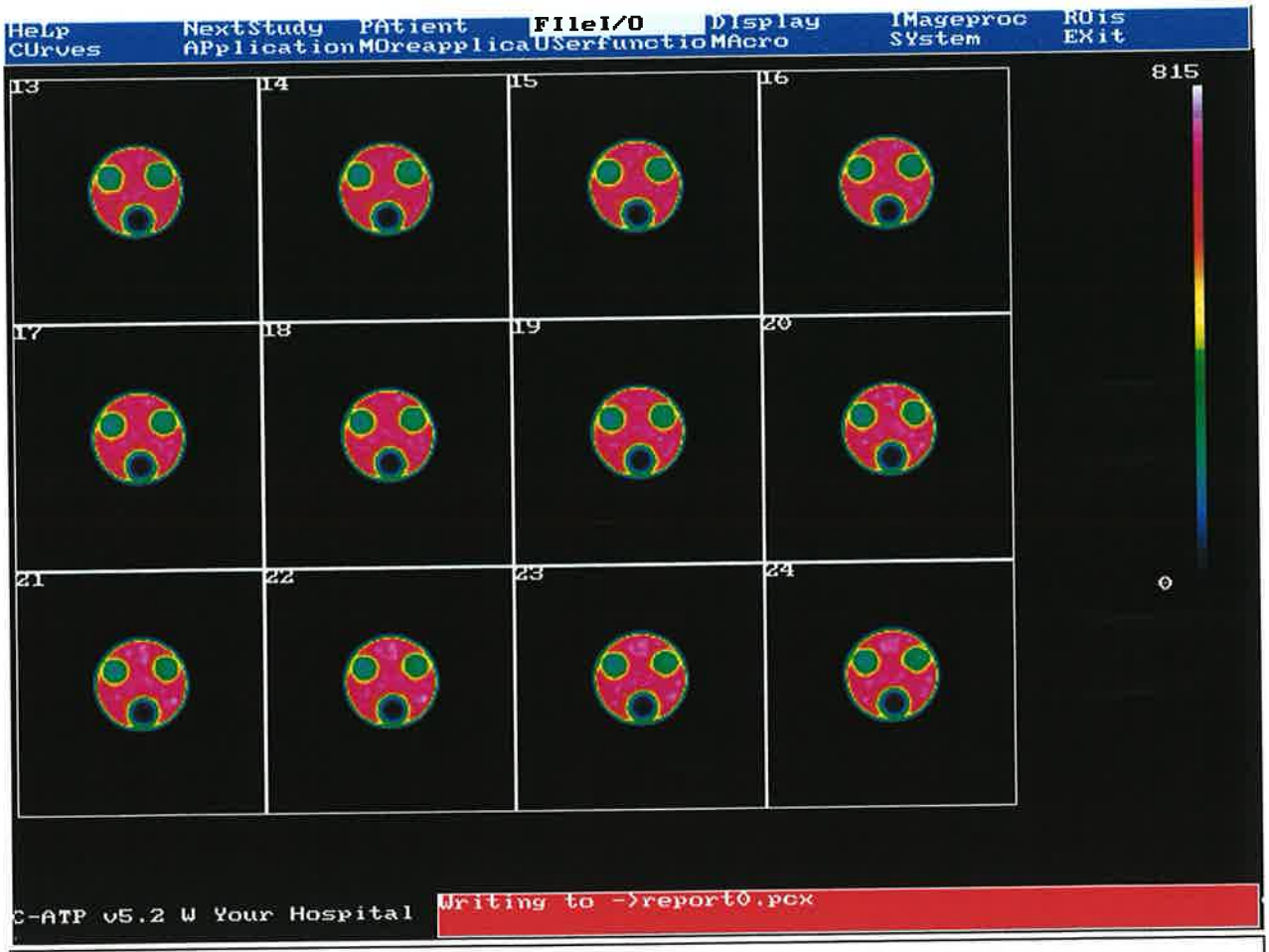


Figura 65 – Ambiente gráfico do programa PIP (cortes do simulador com os três cilindros de diferentes materiais).

Com os arquivos no formato texto, foi possível lê-los por meio de rotinas escritas na linguagem C e executar operações exigidas em cada roteiro para o cálculo dos parâmetros de desempenho (somatório das contagens dos pixels, cálculo da resolução espacial, da

[3] Andrew Todd-Pokropek. Leapfrog Technology. 18 Northington St, Londres, Ureino Unido. http://www.keston.com/pokbio.htm.

[4] Erik Nolf. Ghent University. Bélgica. http://xmedcon.sourceforge.net.

uniformidade, etc.). Também foram feitos processamentos intermediários, como a construção dos sinogramas, separação dos cortes reconstruídos em arquivos distintos, etc., como será visto no capítulo 6.

Operações diretas na imagem, como a definição de regiões de interesse (ROI - "region of interest"), foram realizadas com o PIP (figura 65), que possibilita a leitura dos arquivos em formato Interfile e possui um ambiente gráfico para visualização e manipulação de imagens.

5.1.4 Simulador Físico e Fontes Radioativas

Simulador Físico: Um simulador físico ou "phantom" é um dispositivo projetado para avaliar a qualidade e/ou quantificação de imagens obtidas, simulando situações clínicas e/ou físicas específicas. Os parâmetros de aquisição, tais como a atividade do material radioativo empregado, a amostragem angular, o tempo de aquisição, etc, devem ser bem definidos, de acordo com as medidas a serem obtidas.

Neste trabalho, foi utilizado o "phantom" (figura 66A) citado na publicação do NEMA NU-2/1994 - Medidas de Performance de Tomógrafos por Emissão de Pósitrons - , construído e adaptado para as aquisições com a câmara com detectores de cintilação em coincidência,

Figura 66 – Simulador físico, fontes radioativas e dispositivos auxiliares.

cujos desenhos do projeto e medidas encontram-se no Apêndice B. O material empregado foi o polimetil metacrilato, usualmente denominado de acrílico.

Este "phantom" apresenta um volume interno, preenchível com solução radioativa, e possui três cilíndros de densidades diferentes: um de acrílico contendo ar (figura 66B) para simulação de cavidades aéreas; outro (figura 66C), também de acrílico, preenchível com água ou solução radioativa para simulação de órgãos captantes ou não da radiação; e um terceiro (figura 66D) de politetrafluoretileno[5] (Teflon®[6]), para simulação de tecido ósseo.

Fontes lineares e pontuais: Foi utilizado um conjunto com quatro fontes pontuais (figura 66E) de, aproximadamente, 2 mm em todas as dimensões cada, alinhadas em uma régua de acrílico. Foi utilizado também um conjunto com três fontes lineares (figura 66F) de, aproximadamente, 2 mm de diâmetro cada, presas a um suporte. Estes conjuntos são para determinação de parâmetros característicos da câmara (resolução espacial) e fração de espalhamento, respectivamente.

Dispositivos auxiliares: Foram utilizados também um medidor de nível para alinhamento do simulador físico no campo-de-visão das câmaras (figura 66G) e uma seringa para preenchimento do simulador físico e das fontes (figura 66H).

5.2 Radiofármaco

O radiofármaco utilizado em todas as medidas foi a [^{18}F]-FDG, fornecida regularmente pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear-SP (IPEN/CNEN-SP).

As fontes pontuais e lineares foram preenchidas com [^{18}F]-FDG e o simulador físico com uma solução homogênea de [^{18}F]-FDG e água, de acordo com a necessidade do tipo de dado a ser adquirido.

A atividade da [^{18}F]-FDG colocada em cada fonte e no simulador para cada aquisição será especificada no capítulo 6.

---

[5] Valor nominal de densidade igual a 2,18 g/cm^3 (DIN 53479).

[6] O Teflon® é um produto da DuPont e a história de seu descobrimento é contada no site: http://www.dupont.com/teflon/newsroom/history.html.

5.3 Métodos

5.3.1 Aquisição

As aquisições feitas com finalidade de controle e garantia da qualidade têm que ser reprodutíveis, por isso, um formulário para registro dos parâmetros envolvidos na aquisição das medidas foi elaborado e utilizado (Apêndice C - Parâmetros de Aquisição). São eles:

1. Local
   <instituição/setor onde foi feita a aquisição>

2. Parâmetro a ser obtido
   <parâmetro de desempenho a ser calculado com os dados desta aquisição, como Resolução Espacial, Fração de Espalhamento, Sensibilidade, Uniformidade, etc>

3. ID (identificação) Imagem no Tomógrafo
   <referência da ordenação da imagem no banco de dados do equipamento>

4. Data
   < data da aquisição no formato dd/mm/aa >

5. Atividade medida
   < atividade utilizada para a aquisição, em MBq, e a hora de sua medição>

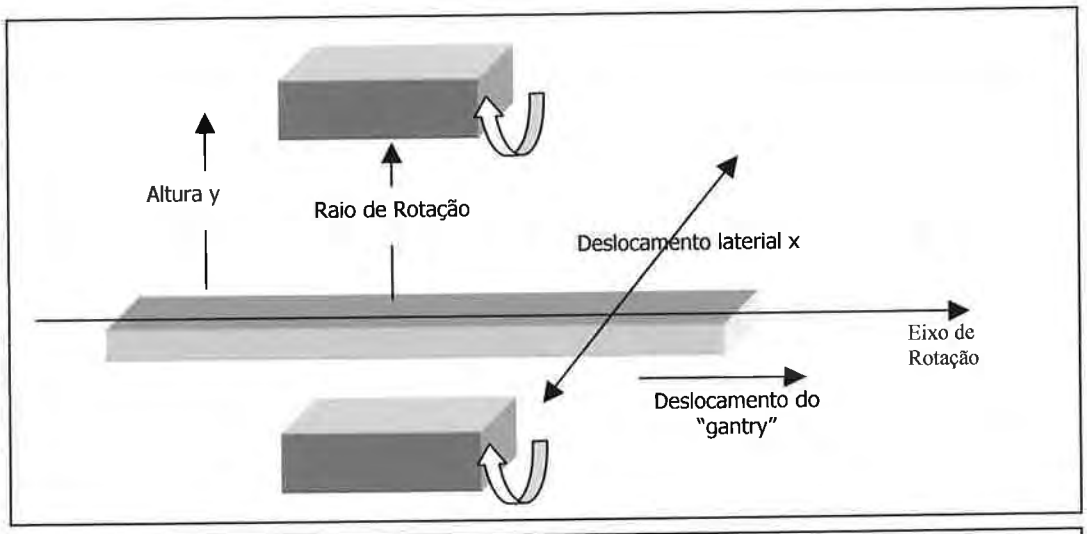


Figura 67 – Parâmetros de posicionamento do paciente/simulador.

6. Posição do "gantry" do tomógrafo
   <parâmetros de posicionamento do paciente. A figura 67 mostra um esquema dos parâmetros de posicionamento do paciente/simulador entre os detectores da câmara da ADAC.>
   - Distâncias da fonte ao detector, em centímetros, para cada detector <*"radius"* [7] >
   - Altura, em centímetros, para cada detector <*"height z"* [8]>
   - Deslocamento ao longo do eixo de rotação, em centímetros, para cada detector <*"gantry translate"*>
   - Deslocamento lateral, em centímetros, para cada detector <*"table lateral x"* [9]>

7. Valores da janela de energia (fotopico e Compton) de cada detector *<energia em keV e largura em %>*

8. Parâmetros da aquisição
   - Hora, em horas e minutos *<início da aquisição>*
   - Quantidade de passos <*"steps"*>
   - Tempo *<tempo gasto na aquisição de cada projeção>*
   - Tamanho da matriz, em pixel *<largura por altura >*
   - "Zoom" < *ampliação>*
   - Raio, em centímetros *<distâncias média do eixo longitudinal aos detectores: este parâmetro é fornecido pelo próprio equipamento>*

9. Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo
   - hora <início da aquisição da projeção>
   - verdadeiros <eventos coincidentes>
   - individuais <eventos individuais de cada detector>

Foram seguidas as recomendações gerais descritas no capítulo 4 quanto aos parâmetros de aquisição.

Como cada câmara possui caracterísiticas próprias, aquelas específicas da câmara utilizada neste trabalho foram descritas antes da apresentação dos resultados.

---

[7] Este termo é uma notação da câmara VERTEX™ e refere-se ao raio de rotação da figura 67.

[8] Este termo é uma notação da câmara VERTEX™ e refere-se à altura y da figura 67.

[9] Este termo é uma notação da câmara VERTEX™ e refere-se ao deslocamento lateral (figura 67) da maca onde o paciente/simulador é posicionado.

5.3.2 Reconstrução

Os dados adquiridos na câmara Vertex™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC foram recombinados com o método de recombinação de Fourier ("Fourier Rebinning" - FORE) e reconstruídos com o método de reconstrução bidimensional com subconjuntos ordenados e máxima expectativa ("Ordered Subset - Expectation Maximization" - OSEM), com 2 iterações e 8 sub-conjuntos, onde o primeiro passo usa o resultado de uma reconstrução por retroprojeção filtrada ("Filtered Back Projection" - FBP). Somente na avaliação da Resolução Espacial foi usada também a FBP, com filtro rampa e freqüência de Nyquest igual a 1.

Foram seguidas as recomendações gerais descritas no capítulo 4 quanto aos parâmetros específicos da reconstrução, como as correções, filtros e planos a serem reconstruídos.

Como cada câmara possui características próprias, aquelas que são particulares a esta usada neste trabalho foram descritas antes da apresentação dos resultados.

5.3.3 Cálculos

Os cálculos de cada parâmetro foram feitos a partir das indicações constantes em cada roteiro descrito no capítulo 4.

6. Resultados da Avaliação da Câmara VERTEX™ e Discussões

A avaliação da câmara VERTEX™ - Plus EPIC™/MCD™ - AC da ADAC Laboratories/Philips foi realizada para uma primeira verificação da validade e viabilidade dos roteiros apresentados no capítulo 4.

A apresentação dos resultados neste capítulo segue a seqüência dos roteiros , a menos das medidas de acurácia da correção de espalhamento, pois esta correção não está explicitada nessa câmara.

6.1. Medida da Resolução Espacial

6.1.1. Características particulares

A disposição das fontes pontuais entre os dois detectores, esquematizada na figura 68, foi:

- no eixo de rotação:
  - X0 = 0,0 ± 0,5 mm,
  - X1 = 40,0 ± 0,5 mm,
  - X2 = 80,0 ± 0,5 mm e
  - X3 = 120,0 ± 0,5 mm
- na altura:
  - Y0 = 0,0 ± 0,5 mm,
  - Y1 = 50,0 ± 0,5 mm,
  - Y2 = 100,0 ± 0,5 mm e
  - Y3 = 150,0 ± 0,5 mm.

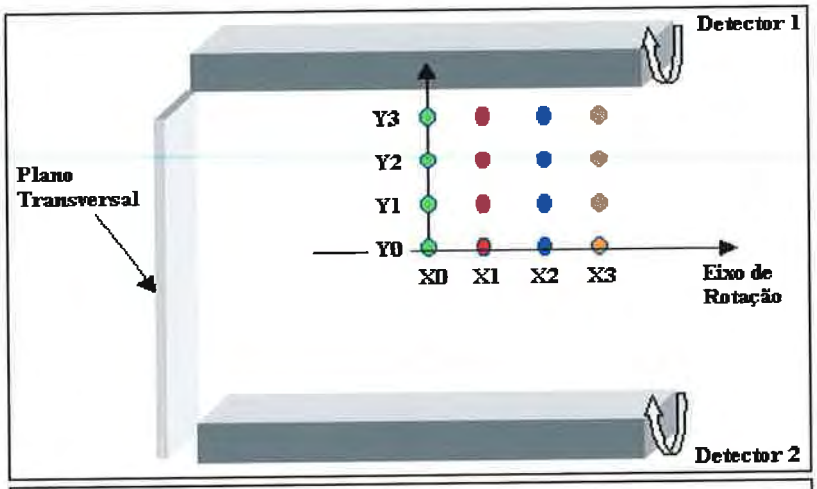


Figura 68 – Esquema da disposição das fontes pontuais quanto às orientações nas câmaras.

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 256x256 pixels.

Os cortes foram reconstruídos no plano transversal com o método FBP, com filtro rampa e freqüência de Nyquest igual a 1. Para efeito comparativo, também foi feita reconstrução, nos planos transversal, coronal e sagital, com o método OS-EM (2 iterações e 8 sub-conjuntos), com filtro Wiener e Fator de Ruído ("Noise Factor") igual a 1.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, conforme informação do fabricante.

Para os cálculos de resolução espacial descritos anteriormente, a partir das PSFs, foi elaborado um algoritmo com implementação em Linguagem C, detalhado no Apêndice D.

6.1.2. Cálculo do tamanho do pixel

O tamanho do pixel foi determinado utilizando-se o corte no plano coronal do conjunto de fontes pontuais obtido neste teste, na posição central X = 0 mm e Y = 0 mm.

Determinou-se qual a distância, em pixels, entre duas fontes e obteve-se 25 pixels. Sabendo que a distância real entre as fontes é de 40 mm, obteve-se o tamanho do pixel de 1,6 mm, por interpolação linear, para uma matriz de aquisição de 256x256 pixels.

6.1.3. Parâmetros de Aquisição

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*

2. Parâmetro a ser obtido: *Resolução Espacial*

3. Id Imagem no tomógrafo: *NEMACONJ PONTUAL YO, Y5, Y10, Y15* Data: *08/05/2001*

4. Atividade medida: *3,64 MBq em cada fonte pontual* às *9h23min*

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	23,2	23,2
Altura (cm) "Height z" *	*Y0 = 0,6 cm* *Y5 = 5,6 cm* *Y10 = 10,6 cm* *Y15 = 15,6 cm*	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	*7,1*	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	*0,1*	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*501*	*30*	*509*	*30*
Compton	*311*	*30*	*311*	*30*

7. Parâmetros da aquisição:

Hora	*9h42min*	Tamanho da Matriz	*256x256*
Quantidade de Passos	*32*	Zoom	*Nenhum*
Tempo (segundos/passo)	*20*	Raio (cm)	

6.1.4. Resultados

- **Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo[1]:**

  - *Aquisição na posição Y0*

			Eventos	Individuais
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
3	*9h45min*	*33196*	*672160*	*615156*
9	*9h47min*	*32406*	*668812*	*597354*
24	*9h53min*	*31352*	*586456*	*634965*
31	*9h55min*	*31575*	*584541*	*625575*

  - *Aquisição na posição Y5*

			Eventos	Individuais
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
11	*10h14min*	*25537*	*639997*	*447084*
19	*10h17min*	*24318*	*509953*	*531256*
26	*10h20min*	*25524*	*431328*	*624580*
32	*10h23min*	*25285*	*413889*	*657488*

  - *Aquisição na posição Y10*

			Eventos	Individuais
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
2	*9h58min*	*33133*	*1303981*	*580831*
16	*10h03min*	*28024*	*828865*	*715090*
29	*10h08min*	*32503*	*563607*	*1162252*
32	*10h10min*	*32032*	*551751*	*1207707*

  - *Aquisição na posição Y15*

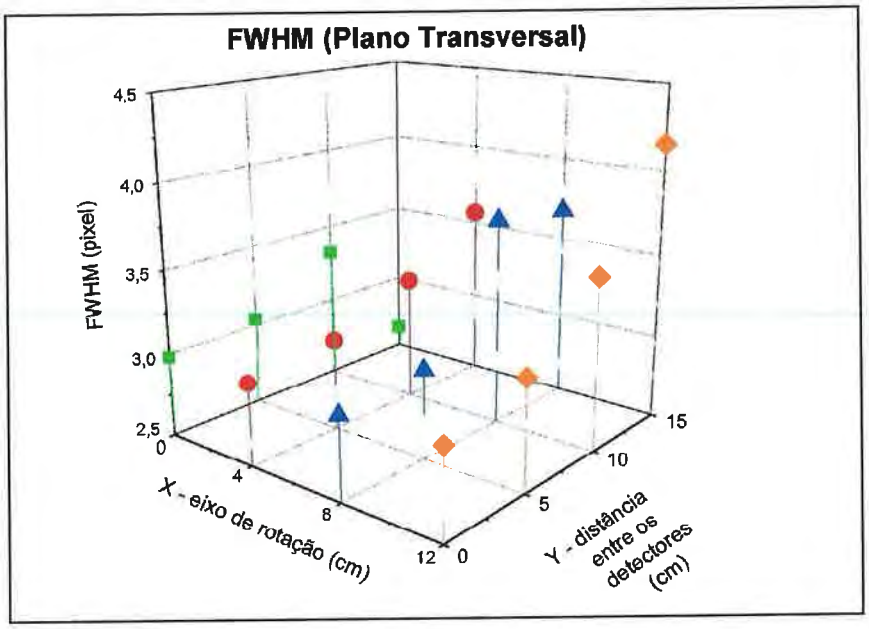
			Eventos	Individuais
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
4	*10h35min*	*25372*	*1258920*	*397234*
10	*10h38min*	*21697*	*954751*	*428418*
16	*10h40min*	*17212*	*627208*	*542268*
22	*10h43min*	*18825*	*460282*	*762680*
28	*10h45min*	*24983*	*397178*	*1118646*

- **Dimensões das fontes:**

Dimensões	**Fonte Pontual**
Diâmetro interno (mm)	2,0 ± 0,5

[1] Estas informações foram lidas no monitor do painel de controle de aquisição da câmara.

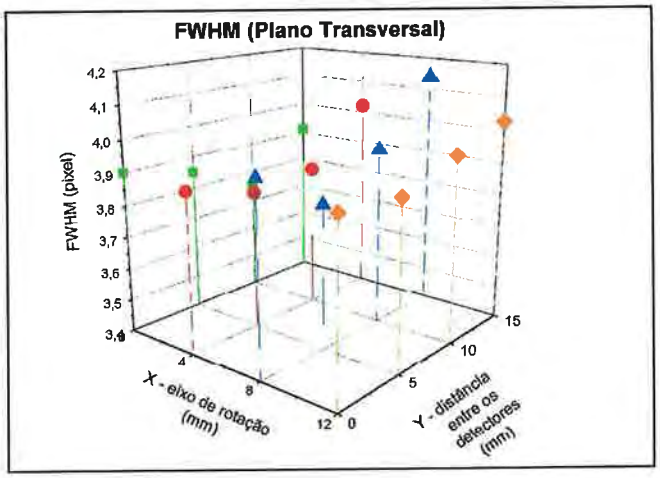
- **Resolução no Corte Transversal - Reconstrução com FBP:**

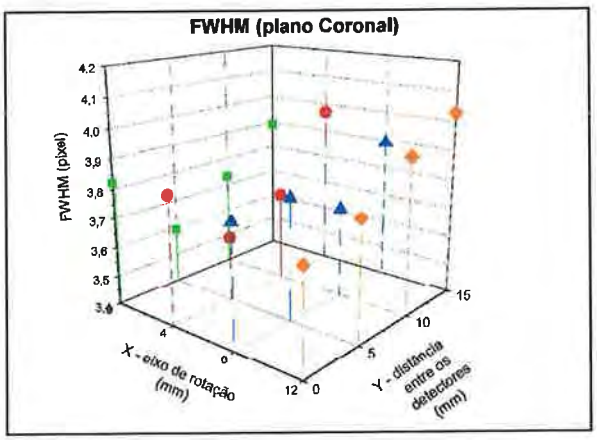


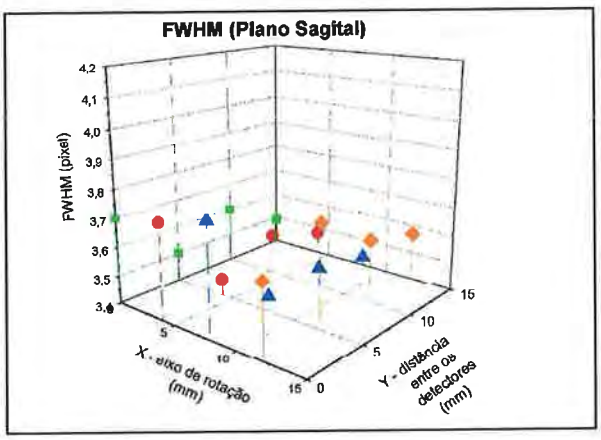
Posição da Fonte	FWHM (pixels)	FWHM (mm)
x0y0	3,0	4,8
x0y5	3,0	4,9
x0y10	3,3	5,3
x0y15	2,6	4,2
x5y0	3,0	4,8
x5y5	3,0	4,9
x5y10	3,3	5,2
x5y15	3,6	5,7
x10y0	3,0	4,8
x10y5	3,0	4,8
x10y10	3,7	6,0
x10y15	3,7	5,9
x15y0	3,0	4,8
x15y5	3,2	5,0
x15y10	3,5	5,6
x15y15	4,2	6,7
Média →	**3,3**	**5,2**

- **Resolução nos Cortes Transversal, Coronal e Sagital - Reconstrução com OS-EM:**

	Reconstrução no plano Transversal	Reconstrução no plano Coronal	Reconstrução no plano Sagital
Posição da Fonte	**FWHM (pixels)**	**FWHM (pixels)**	**FWHM (pixels)**
x0y0	3,9	3,8	3,7
x0y5	3,9	3,6	3,5
x0y10	3,8	3,7	3,6
x0y15	3,9	3,9	3,5
x5y0	3,9	3,8	3,7
x5y5	3,8	3,6	3,5
x5y10	3,9	3,7	3,5
x5y15	4,0	3,9	3,5
x10y0	4,0	3,8	3,8
x10y5	3,8	4,0	3,5
x10y10	4,0	3,7	3,5
x10y15	4,1	3,9	3,4
x15y0	3,9	3,7	3,7
x15y5	3,9	3,8	3,8
x15y10	4,0	3,9	3,6
x15y15	4,0	4,0	3,6
Média (px) →	**3,9**	**3,8**	**3,6**
Média (mm) →	**6,3**	**6,1**	**5,7**







6.1.5. Discussão

Os valores obtidos para o plano de reconstrução transversal, pelo método FBP, e exibidos no primeiro gráfico mostram que, quanto mais uma fonte estiver afastada do eixo de rotação (maiores valores de Y) e mais próxima da borda dos detectores (maiores valores de X), maior será o valor da resolução espacial, ou seja, pior a resolução.

O valor nominal da resolução espacial do sistema após a reconstrução é de 4,8 mm (item 6.1.1), porém o fabricante não fornece mais informações sobre o método utilizado para a obtenção deste valor.

O valor médio de resolução obtido com a reconstrução FBP foi de 3,3 pixels, ou seja, 5,2 mm.

A diferença encontrada entre o valor nominal e o obtido pode indicar que a câmara testada esteja operando com uma perda na resolução. Entretanto, como o fabricante não indicou as condições de obtenção deste parâmetro, como: posição da fonte, tamanho, atividade, raio de rotação, etc, uma conclusão definitiva desta comparação não é possível.

Considerando as condições existentes num ambiente clínico, poder-se-ia verificar a resolução em todo o campo-de-visão da câmara, dispondo as fontes nos outros três quadrantes e procedendo com o mesmo teste.

Também foi feita a reconstrução no plano transversal com o método OSEM, que é o utilizado na rotina clínica. Verificamos um aumento nos valores de resolução, ou seja, há uma piora na resolução. Nesta reconstrução, o primeiro passo do processo iterativo usa o resultado de uma FBP com o filtro Wiener e Fator de Ruído igual a um, isto é, mantendo a relação ruído-sinal original. Se este fator for alterado, pode-se conseguir um resultado melhor, menor valor para a resolução espacial. Em geral, deve-se adotar um Fator de Ruído adequado para cada estudo.

Para este mesmo método de reconstrução, obtivemos valores de resolução nos planos coronal e sagital menores. Isto não significa que a resolução nestes planos seja melhor que no plano transversal, pois, os cortes reconstruídos nos planos coronal e sagital são obtidos através de um rearranjo da matriz do corte transversal. Visualmente, pudemos verificar que, no plano sagital, há um "achatamento" da imagem reconstruída, comparada com a do plano transversal.

6.2. Medida da Fração de Espalhamento

6.2.1. Características particulares

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 128x128 pixels, sendo o tamanho[1] do lado do pixel de 3,2 mm.

Os cortes foram reconstruídos com o método OSEM, com 2 iterações e 8 sub-conjuntos.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, segundo informação do fabricante.

O simulador foi posicionado na câmara conforme a figura 69.

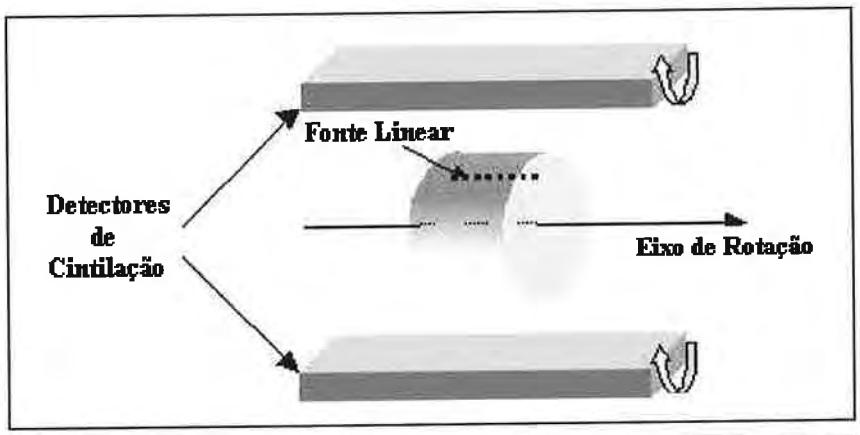


Figura 69 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

[1] O cálculo do tamanho do pixel foi descrito no item 6.1.2.

6.2.2. Parâmetros de Aquisição

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*
2. Parâmetro a ser obtido: *Fração de Espalhamento*
3. Id Imagem no tomógrafo: *NEMA SF central/45mm/90mm* Data: *18/01/2002*
4. Atividade medida: *central → 19,51MBq às 9h20min*
   45 mm → 21,38MBq às 10h04min
   90 mm → 17,45MBq às 10h48min
5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	25	25
Altura (cm) "Height z" *	-12	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	0,0	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	497	30	493	30
Compton	310	30	304	30

7. Parâmetros da aquisição:

Hora	9h51min	Tamanho da Matriz	128x128
Quantidade de Passos	32	Zoom	nenhum
Tempo (segundos/passo)	30	Raio (cm)	

6. Observações:
   - *Volume de cada fonte linear = 0,18 ml*
   - *Atividade específica = 602,28 MBq/ml (fonte na posição central)*
   - *Atividade específica = 659,83 MBq/ml (fonte na posição 45 mm)*
   - *Atividade específica = 538,56 MBq/ml(fonte na posição 90 mm)*

6.2.3. Resultados

- **Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo[2]:**
  - *Aquisição na posição central*

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
1	*9h51min*	*13809*	*587350*	*560915*
6	*9h54min*	*13770*	*586000*	*546734*
10	*9h56min*	*13700*	*589644*	*537002*
15	*9h59min*	*13643*	*597380*	*518352*
19	*10h01min*	*13682*	*601584*	*503182*
29	*10h07min*	*12994*	*574918*	*476384*
32	*10h08min*	*12609*	*565122*	*476194*

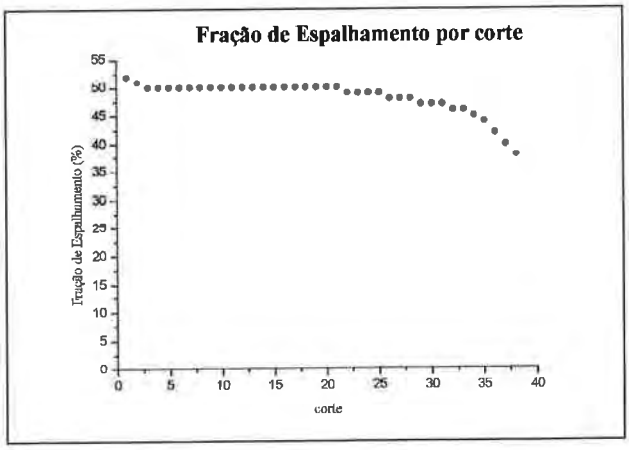
  - *Aquisição na posição 45 mm*

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
1	*10h26min*	*15003*	*953386*	*431082*
5	*10h28min*	*15289*	*924592*	*445388*
12	*10h32min*	*16108*	*780816*	*531262*
18	*10h35min*	*15742*	*628526*	*649667*
23	*10h38min*	*15476*	*519270*	*743240*
32	*10h44min*	*13605*	*422697*	*790428*

  - *Aquisição na posição 90 mm*

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
1	*11h*	*12896*	*1220158*	*271402*
5	*11h03min*	*14048*	*1167098*	*289498*
11	*11h06min*	*17858*	*858573*	*468404*
15	*11h08min*	*19988*	*733308*	*566228*
20	*11h11min*	*18046*	*483170*	*783220*
25	*11h14min*	*14067*	*342466*	*943802*
28	*11h15min*	*12534*	*290660*	*997036*
32	*11h18min*	*11701*	*267268*	*1009622*

- **Fração de espalhamento, SF, por corte:**



[2] Estas informações foram lidas no monitor do painel de controle de aquisição da câmara.

corte	SF_i (%)
1	52
2	51
3	50
4	50
5	50
6	50
7	50
8	50
9	50
10	50
11	50
12	50
13	50
14	50
15	50
16	50
17	50
18	50
19	50
20	50
21	50
22	49
23	49
24	49
25	49
26	48
27	48
28	48
29	47
30	47
31	47
32	46
33	46
34	45
35	44
36	42
37	40
38	38
$SF_{sis} = \langle SF_i \rangle \rightarrow$	**48**

6.2.4. Discussão

Pelo gráfico apresentado, notamos que, nos primeiros cortes, a fração de espalhamento possui valores um pouco mais altos que nos cortes centrais. Isto se deve ao fato desta região ser próxima à tampa do simulador, havendo uma contribuição grande dos eventos espalhados no material da tampa.

Já nos últimos cortes, a fração de espalhamento é menor, pois nesta região a contribuição de eventos espalhados é menor devido à existência de muito pouco material espalhador.

Os valores nominais da fração de espalhamento são menores que 30% com os eventos somente do fotopico e menores que 40% com eventos de fotopico-Compton, porém esses dados foram obtidos com uma fonte pontual, diferente do método utilizado neste teste. As condições de aquisição também não foram fornecidas, podendo ter sido diferentes do que sob as quais trabalhamos aqui.

Um outro fabricante, GE Medical Systems, informa em seu catálogo[3] que o valor típico da fração de espalhamento para câmaras com dois detectores de cintilação de NaI(Tl), no modo de aquisição 3D, é de 37%, sem especificação das janelas energéticas e fonte usadas.

Desta forma, o valor médio obtido de 48%, com fonte volumétrica, é aceitável.

Uma maneira de se verificar a influência dos eventos espalhados em aquisições clínicas, nas quais o objeto está emitindo fótons além do campo-de-visão da câmara, seria utilizar um simulador maior que este campo-de-visão, minimizando as causas da falta e/ou excesso de material espalhador nas bordas do detector, como foi verificado aqui.

Uma revisão[4] da norma NEMA NU-2 foi feita e, nessa nova versão, consta a utilização de um simulador de 70 cm de comprimento e 20,3 cm de diâmetro, com uma fonte linear inserida a 4,5 cm do eixo central.

---

[3] GE Medical Systems. "Positron Emission Tomography Imaging with the Millennium VG" – pág. 13.

[4] National Electrical Manufacturers Association . "Performance Measurements of Positron Emission Tomographs". NEMA Standards Publication NU 2-2001. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association, 2001.

6.3. Medida de Sensibilidade

6.3.1. Características particulares

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 128x128 pixels, sendo o tamanho[1] do lado do pixel de 3,2 mm.

Os cortes foram reconstruídos com o método OSEM, com 2 iterações e 8 sub-conjuntos.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, segundo informação do fabricante.

O volume interno do simulador utilizado é de (6,10 ± 0,03) litros.

O simulador foi posicionado na câmara conforme a figura 70.

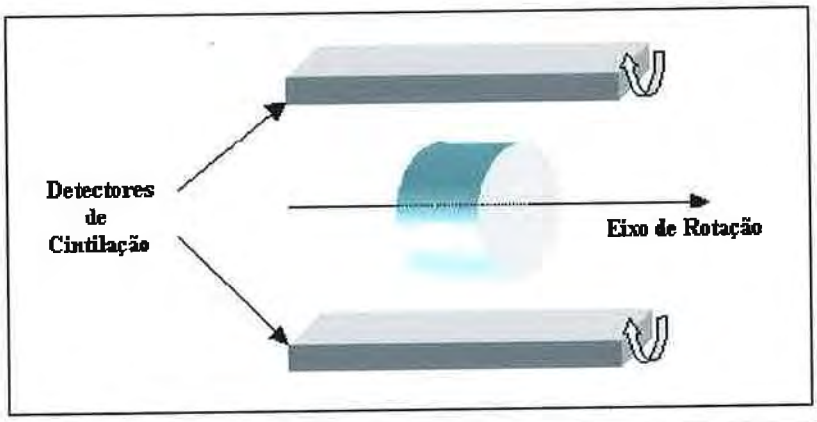


Figura 70 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

[1] O cálculo do tamanho do pixel foi descrito no item 6.1.2.

6.3.2. Parâmetros de Aquisição

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*

2. Parâmetro a ser obtido: *Sensibilidade*

3. Id Imagem no tomógrafo: *NEMA Sensib3* Data: *18/01/2002*

4. Atividade medida: *42MBq às11h42min*

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	25	25
Altura (cm) "Height z" *	- 12	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+ 4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	0,0	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*497*	*30*	*493*	*30*
Compton	*310*	*30*	*304*	*30*

7. Parâmetros da aquisição:

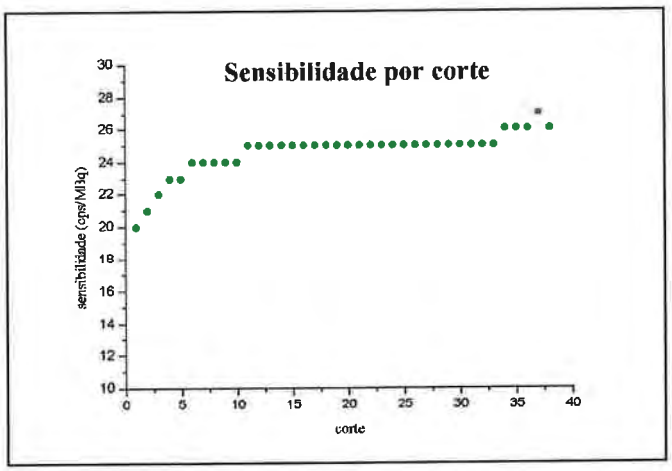
Hora	*11h46min*	Tamanho da Matriz	*128x128*
Quantidade de Passos	*32*	Zoom	*nenhum*
Tempo (segundos/passo)	*30*	Raio (cm)	

6.3.3. Resultados

- **Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo[2]:**

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
1	*11h46min*	*21978*	*1069410*	*1013667*
5	*11h48min*	*21947*	*1084328*	*1013466*
12	*11h53min*	*21845*	*1106210*	*954458*
22	*11h58min*	*21403*	*1118914*	*885771*
29	*12h01min*	*20838*	*1076861*	*863515*
32	*12h03min*	*20881*	*1047240*	*863534*

- **Sensibilidade:**



INSTITUTO DE FÍSICA
Serviço de Biblioteca e Informação
Tombo: 3766
ex. 1

[2] Estas informações foram lidas no monitor do painel de controle de aquisição da câmara.

corte	S_i[cps/MBq/ml]
1	121469
2	129772
3	135171
4	140069
5	142129
6	144892
7	146562
8	148342
9	149104
10	148776
11	149382
12	149665
13	150582
14	150874
15	151366
16	151132
17	151078
18	152534
19	152327
20	152111
21	152799
22	152867
23	152754
24	152911
25	152825
26	154325
27	154436
28	154562
29	154228
30	154271
31	154849
32	155392
33	155088
34	157096
35	158084
36	160183
37	161561
38	159622
média →	**150400**
sistema →	**5865591**

6.3.4. Discussões

O valor nominal da sensibilidade, indicado no folheto de especificações da câmara utilizada neste trabalho, é de 100 kcps/μCi/ml, porém não foram informadas as condições de aquisição, somente que este valor foi obtido com o simulador cilíndrico de 20 cm (NEMA).

Valores típicos de sensibilidade para câmaras com dois detectores em coincidência com cristais de NaI(Tl) fornecidos por dois fabricantes são:

- GE Medical Systems: 275 kcps/μCi/ml, para aquisição no modo 3D, câmara Millennium VG CODE;
- Marconi: 330 kcps/μCi/ml, câmara Axis γ PET^{AZ}.

O valor da sensibilidade do sistema obtido com este teste, 5865591 cps/MBq/ml, transformado para a mesma unidade, resulta em 217 kcps/μCi/ml.

Assim, a sensibilidade desta câmara encontra-se dentro dos valores esperados para este tipo de equipamento.

Para verificar a sensibilidade em uma condição mais próxima da existente numa rotina clínica, poderíamos utilizar um simulador maior que o campo-de-visão dos detectores, diminuindo o efeito, obtido neste teste, da variação da sensibilidade nos cortes iniciais e finais, conforme indicado na nova versão do NU-2.

6.4. Medida de Uniformidade

6.4.1. Características particulares

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 128x128 pixels, sendo o tamanho[1] do lado do pixel de 3,2 mm.

Os cortes foram reconstruídos com o método OSEM, com 2 iterações e 8 sub-conjuntos.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, segundo informação do fabricante.

Foi utilizado o método de correção de atenuação utilizando as imagens de transmissão, obtidas com duas fontes pontuais de ^{137}Cs.

Foram reconstruídos ~163 mm do simulador, resultando em 51 cortes.

Para os cálculos de uniformidade descritos anteriormente, foi elaborado um algoritmo com implementação em Linguagem C, detalhado no Apêndice E. Neste algoritmo, cada região quadrada da figura 51 do roteiro (item 4.4), foi considerada como sendo uma região de 2x2 pixels (~6x6 mm). O círculo que circunscreve a região ortogonal desses quadradinhos foi obtido a partir da delimitação da borda de cada corte, considerando uma circunferência de diâmetro aproximadamente igual a 141 mm (44 pixels). A borda foi obtida através do perfil de contagem por pixel da linha do meio da matriz de 128x128 pixels da imagem (linha 64) de cada corte (figura 71). Neste perfil, foram marcados os limites dos 141 mm (44 pixels), que são as linhas vermelhas (verticais), e obtido o valor da contagem nas bordas (linha azul = horizontal). Esse valor de contagem foi atribuído à variável "limite" no algoritmo detalhado no Apêndice E.

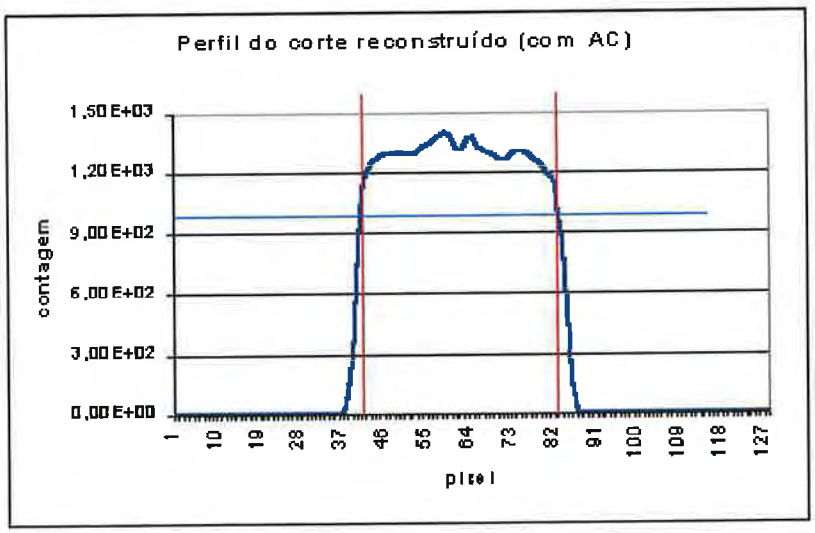


Figura 71 – Perfil de contagem de um corte reconstruído com correção de atenuação, com os limites de sua borda destacados.

[1] O cálculo do tamanho do pixel foi descrito no item 6.1.2.

6.4.2. Parâmetros de Aquisição

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*

2. Parâmetro a ser obtido: *Uniformidade*

3. Id Imagem no tomógrafo: *NEMA Uniform2* Data: *28/03/2001*

4. Atividade medida: *45 MBq às 19h17min*

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	26,8	26,8
Altura (cm) "Height z" *	- 9,5	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+ 4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	0,0	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*495*	*30*	*499*	*30*
Compton	*309*	*30*	*306*	*30*

7. Parâmetros da aquisição:

Hora	*19h52min*	Tamanho da Matriz	*128x128*
Quantidade de Passos	*32*	Zoom	*nenhum*
Tempo (segundos/passo)	*50*	Raio (cm)	

6.4.3. Resultados

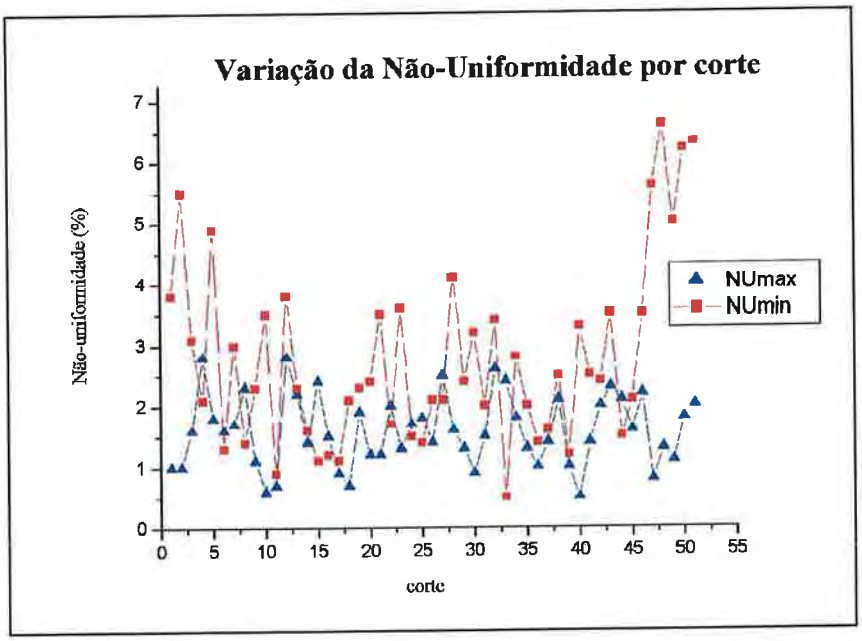
- **Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo[2]:**

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
1	*19h 52min*	*22639*	*1194930*	*1013849*
7	*19h 58min*	*22586*	*1143116*	*1015636*
12	*20h 02min*	*22241*	*1079198*	*1039664*
19	*20h 08min*	*21877*	*989580*	*1061026*
26	*20h 14min*	*21241*	*911798*	*1057523*
32	*20h 20min*	*20003*	*865896*	*1025685*

- **Uniformidade Volumétrica:**

$NU_{Vol\ max}$ (%)	$NU_{Vol\ min}$ (%)
2,9	0,5

- **Uniformidade do Corte:**



[2] Estas informações foram lidas no monitor do painel de controle de aquisição da câmara.

corte	$NU_{Ci,\,max}$ (%)	$NU_{Ci,\,min}$ (%)
1	1,0	3,8
2	1,0	5,5
3	1,6	3,1
4	2,8	2,1
5	1,8	4,9
6	1,6	1,3
7	1,7	3,0
8	2,3	1,4
9	1,1	2,3
10	0,6	3,5
11	0,7	0,9
12	2,8	3,8
13	2,2	2,3
14	1,4	1,6
15	2,4	1,1
16	1,5	1,2
17	0,9	1,1
18	0,7	2,1
19	1,9	2,3
20	1,2	2,4
21	1,2	3,5
22	2,0	1,7
23	1,3	3,6
24	1,7	1,5
25	1,8	1,4
26	1,4	2,1
27	2,5	2,1
28	1,6	4,1
29	1,3	2,4
30	0,9	3,2
31	1,5	2,0
32	2,6	3,4
33	2,4	0,5
34	1,8	2,8
35	1,3	2,0
36	1,0	1,4
37	1,4	1,6
38	2,1	2,5
39	1,0	1,2
40	0,5	3,3
41	1,4	2,5
42	2,0	2,4
43	2,3	3,5
44	2,1	1,5
45	1,6	2,1
46	2,2	3,5
47	0,8	5,6
48	1,3	6,6
49	1,1	5,0
50	1,8	6,2
51	2,0	6,3
Média →	**1,6**	**2,8**

6.4.4. Discussões

Os valores de não-uniformidade para as regiões com alta contagem, $NU_{Ci,\ max}$, representam a variação entre a máxima contagem de uma sub-região que compreende vários pixels e a média da contagem dos pixels desta mesma região. Então, para um sistema com boa uniformidade, são esperados valores baixos e com amplitudes de variação pequenas, como está mostrado na curva inferior (▲) do gráfico anterior.

Já para os valores de não-uniformidade para as regiões com baixa contagem, $NU_{Ci,\ min}$, representam a variação entre a mínima contagem da sub-região e a média da contagem na referida região. Assim, como pode ocorrer de uma sub-região englobar tanto pixels com contagens de fundo (contagens muito baixas) como pixels com altas contagens (regiões muito ativas), temos que esses valores de não-uniformidade podem ser altos e a amplitude de variação maior que aquela da não-uniformidade máxima, como pode ser visto na curva superior (■) do gráfico anterior.

Os valores de não-uniformidade máxima e mínima por corte são pequenos e a variação é aceitável, além disso, a diferença entre suas médias é pequena (1,2%), sugerindo que o sistema apresenta uma boa uniformidade.

Dos protocolos[3] de Controle de Qualidade do fabricante, consta um teste[4] de verificação da uniformidade dos detectores, que é realizado com uma fonte linear de Germânio-68, porém, o método de cálculo não é explicitado. Este teste fornece valores de não-uniformidade para cada detector separadamente, assim, uma comparação direta dos valores não é válida.

[3] Este protocolo é uma das opções do "software" instalado no computador de processamento de imagens da câmara.

[4] Este teste é realizado diariamente na câmara, seja ela trabalhando no modo SPECT como no PET.

6.5. Medidas de Aleatórios e Contagens Perdidas

6.5.1. Características particulares

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 128x128 pixels, sendo o tamanho[1] do lado do pixel de 3,2 mm.

Os cortes foram reconstruídos com o método OSEM, com 2 iterações e 8 sub-conjuntos.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, segundo informação do fabricante.

A faixa de eventos individuais recomendada pelo fabricante é entre 600k a 1200 k contagens por segundo.

Nas medidas obtidas para este trabalho, utilizou-se a [^{18}F]-FDG cuja meia-vida é de 109 minutos. Então, cada aquisição teve duração menor que 55 minutos, conforme recomendado no roteiro.

O equipamento utilizado permite a aquisição utilizando os eventos de fotopico ou os de fotopico e de espalhamento Compton. Para efeito de comparação, foram feitas aquisições nesses dois modos[2].

O volume interno do simulador utilizado é de (6,10 ± 0,03) litros.

O simulador foi posicionado na câmara conforme a figura 72.

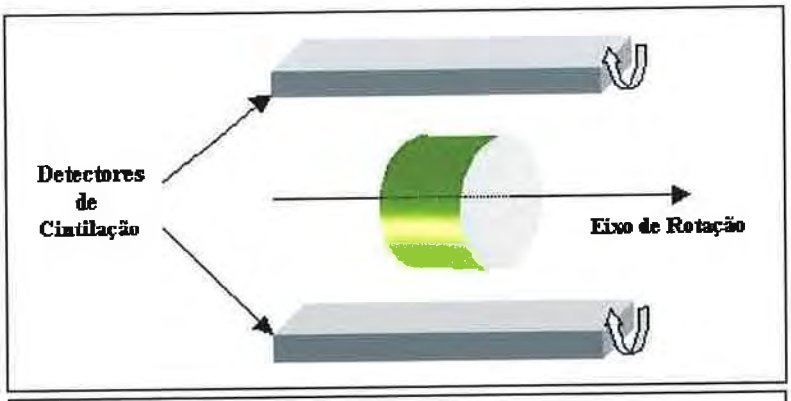


Figura 72 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

[1] O cálculo do tamanho do pixel foi descrito no item 6.1.2.

[2] Devido aos aspectos da rotina de serviços do Serviço de Radioisótopos, foram obtidas 14 séries de aquisições utilizando os eventos de fotopico e 10 séries utilizando eventos de fotopico e Compton.

6.5.2. Parâmetros de Aquisição

A. Aquisição com eventos somente do fotopico:

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*

2. Parâmetro a ser obtido: *Perda por Tempo Morto e Contagens Verdadeiras*

3. Id Imagem no tomógrafo: *TMPPj, em que j é o índice da aquisição* Data: *18/01/2002*

4. Atividade medida: *114,3 MBq às 15h52min*

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	25	25
Altura (cm) "Height z" *	- 12,7	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+ 4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	0,0	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*489*	*30*	*483*	*30*
Compton	-	-	-	-

7. Parâmetros da aquisição:

Hora		Tamanho da Matriz	*128x128*
Quantidade de Passos	*32*	Zoom	*nenhum*
Tempo (segundos/passo)	*30*	Raio (cm)	

B. Aquisição com eventos do fotopico e Compton:

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*

2. Parâmetro a ser obtido: *Perda por Tempo Morto e Contagens Verdadeiras*

3. Id Imagem no tomógrafo: *TMPPPCj, em que j é o índice da aquisição* Data: *06/02/2002*

4. Atividade medida: *95,5 MBq às 17 h 46 min*

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	28,5	28,5
Altura (cm) "Height z" *	- 12,0	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+ 4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	0, 0	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*493*	*30*	*489*	*30*
Compton	*308*	*30*	*302*	*30*

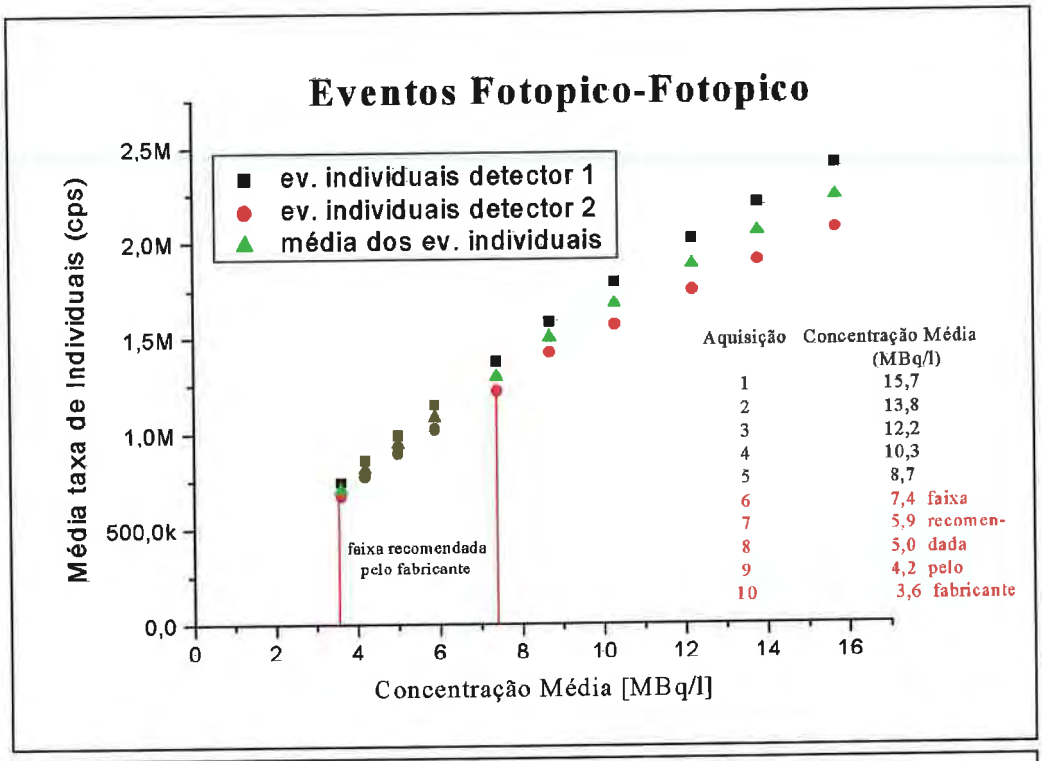
7. Parâmetros da aquisição:

Hora		Tamanho da Matriz	*128x128*
Quantidade de Passos	32	Zoom	*nenhum*
Tempo (segundos/passo)	30	Raio (cm)	

6.5.3. Resultados

A. Média da taxa de contagens individuais por aquisição, correspondente a uma Concentração Média [MBq/l], em contagens por segundo [cps]:

Gráfico 1



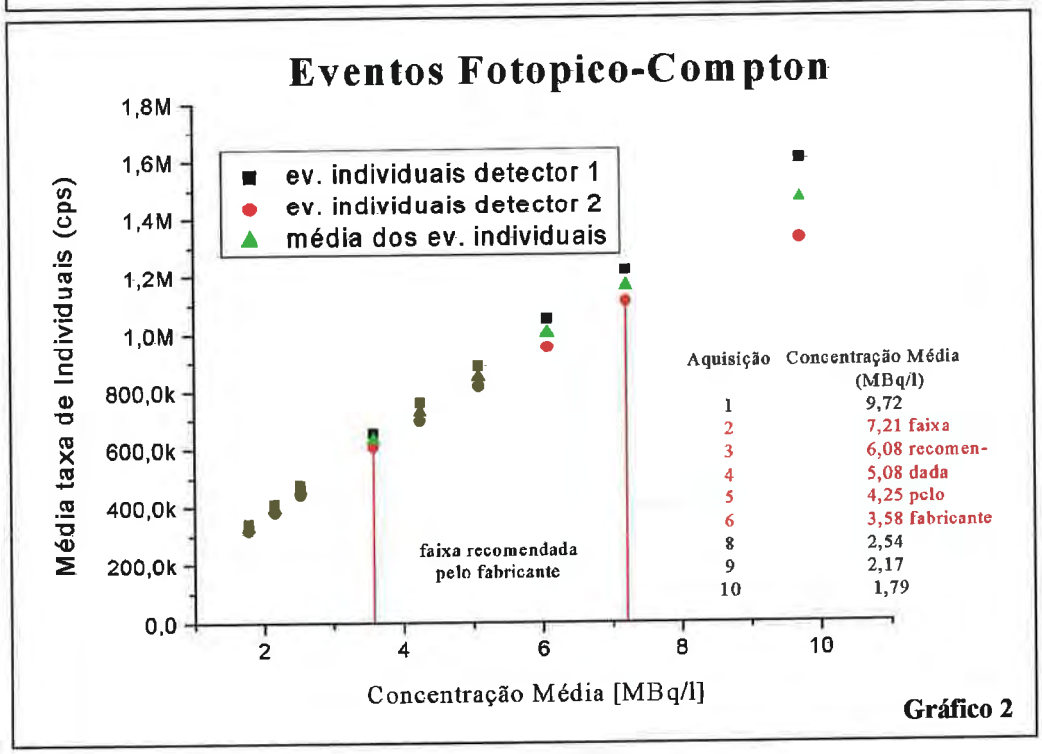


Gráfico 2

- **Discussão:**

Os eventos individuais de cada detector, para cada aquisição, plotados nos gráficos 1 e 2 foram obtidos através de uma média aritmética dos valores lidos instantaneamente na tela de aquisição do equipamento.

Podemos notar que há uma diferença de contagem adquirida por cada detector, isto é, os detectores não respondem igualmente à radiação incidente.

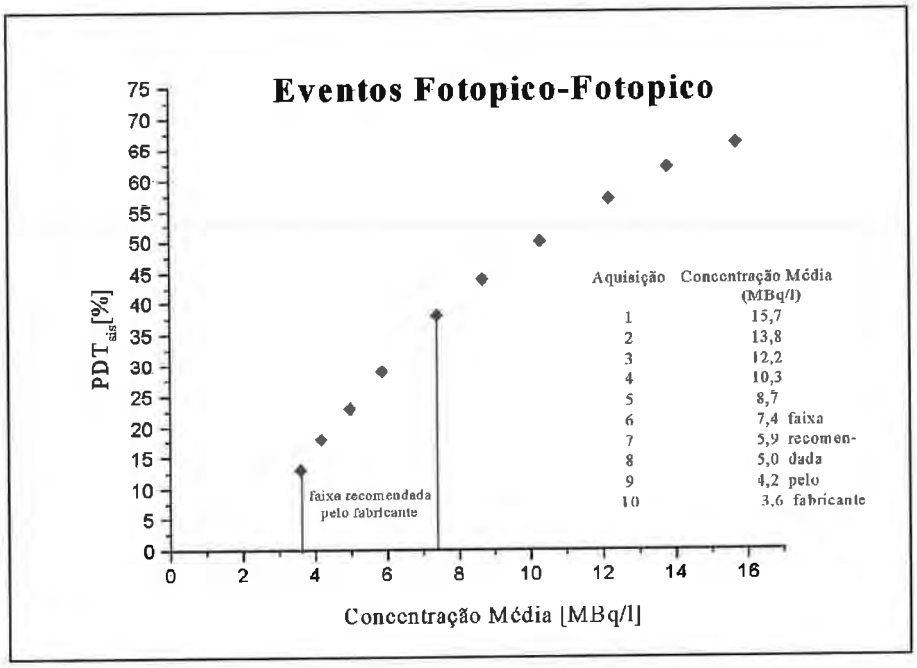
Na faixa de trabalho do equipamento, entre 600k e 1200k cps, porém, esta diferença é menor (fora desta faixa, a diferença é, na média, 14%, e dentro, 11%). Também nesta faixa a variação da contagem com a concentração é linear.

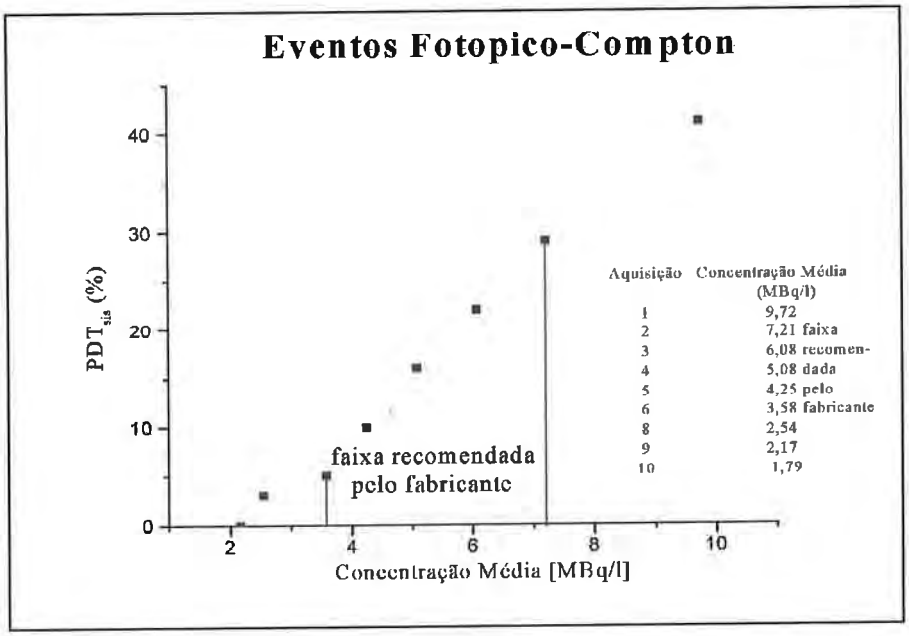
Foi constatado[3], posteriormente às medidas realizadas, que o circuito eletrônico que gera um dos sinais do detector 2 estava com problemas intermitentes, resultando em uma menor sensibilidade que a do detector 1, verificado neste teste.

[3] Comunicação pessoal por Rubens Abe, físico responsável pela instrumentação do Serviço de Radioisótopos do InCor – HC/FMUSP.

B. Medida do Tempo-Morto

B1. Para o sistema, gráfico da perda por tempo-morto do sistema, PDT_{sis} [%], em função da Concentração Média da Atividade [MBq/l] :





B2. Para o sistema, valor da Concentração da Atividade, a_{ave} [MBq/l], para a qual a perda por tempo-morto do sistema, PDT_{sis}, é de 50%:

Janela somente no fotopico-fotopico
Concentração da Atividade (MBq/l)
10,3

- **Discussão:**

Os gráficos anteriores mostram um aumento gradativo na porcentagem de perda devido ao tempo-morto, isto é, aumento na perda da contagem conforme a concentração da atividade vai aumentando.

A câmara utilizada não faz correção para o tempo-morto, logo, esses valores poderiam ser melhorados.

Comparando os dois modo de aquisição, podemos verificar um pequeno aumento de perdas por tempo-morto na aquisição dos eventos de fotopico somente. A existência de um outro circuito de coincidência (fotopico-Compton) contribui para o aumento da contagem de eventos de coincidência, portanto, a perda por tempo-morto do sistema para uma determinada concentração diminui também.

Na faixa recomendada, a perda por tempo-morto está entre 12% e 37% para a janela fotopico-fotopico e 8% e 30% para a fotopico-Compton.

Esta faixa recomendada define uma região na qual há uma variação linear da perda por tempo-morto em função da concentração média, sendo, então, a faixa a ser usada para ambas as janelas: fotopico-fotopico e fotopico-Compton.

Na aquisição com a janela fotopico-Compton, não se pode fazer a extrapolação por falta de dados. Se a relação entre a perda por tempo-morto e a concentração da atividade fosse linear, obteríamos o valor de 11,8 MBq/l quando PDT é igual a 50%.

C. Medida da Taxa de Eventos Verdadeiros

C1. Para cada corte, o menor valor entre a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,i}$, quando $R_{ROI,t,i} = R_{ROI,r,i}$, e a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,pico,i}$, na qual $R_{ROI,t,i}$ atinge o pico ou satura e respectiva Concentração da Atividade:

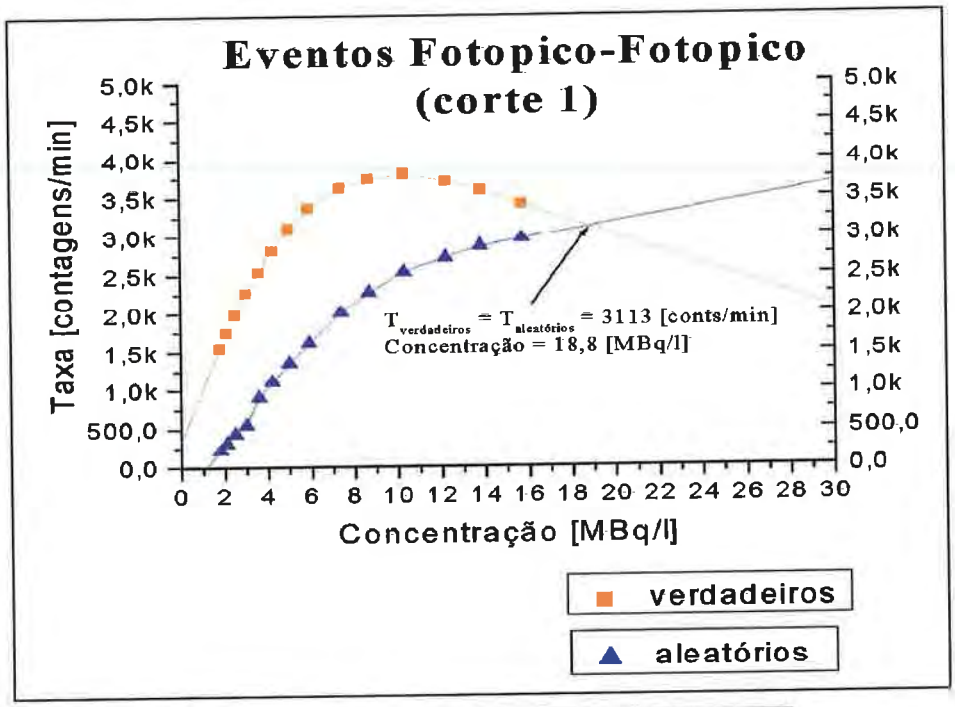


Gráfico 1

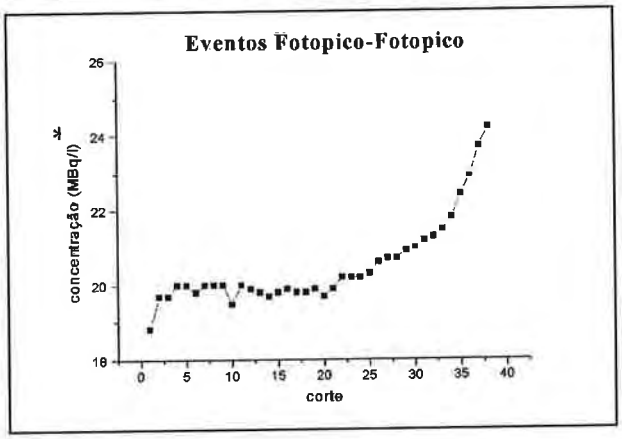


Gráfico 2

* Concentração na qual a taxa de verdadeiros iguala a taxa de aleatórios

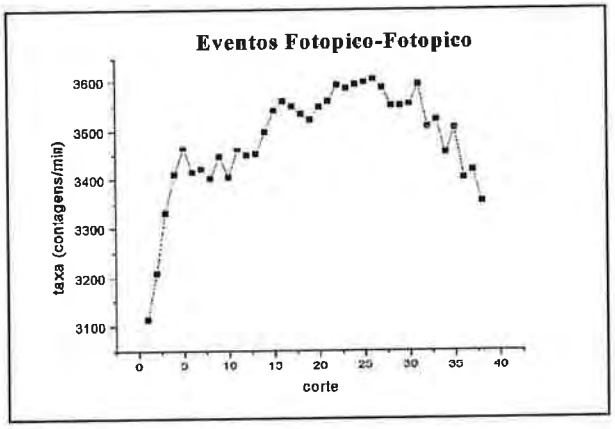


Gráfico 3

- **Discussão:**

Pelos gráficos 2 e 3, referentes à aquisição com a janela fotopico-fotopico, podemos notar que nos cortes iniciais as contagens de eventos aleatórios são afetadas pela presença de material (tampa) e, nos finais, as contagens de aleatórios são afetadas pela falta de material.

Uma maneira de atenuar este efeito nas extremidades é utilizar um simulador maior que o campo-de-visão dos detectores, como sugere a nova versão NU-2.

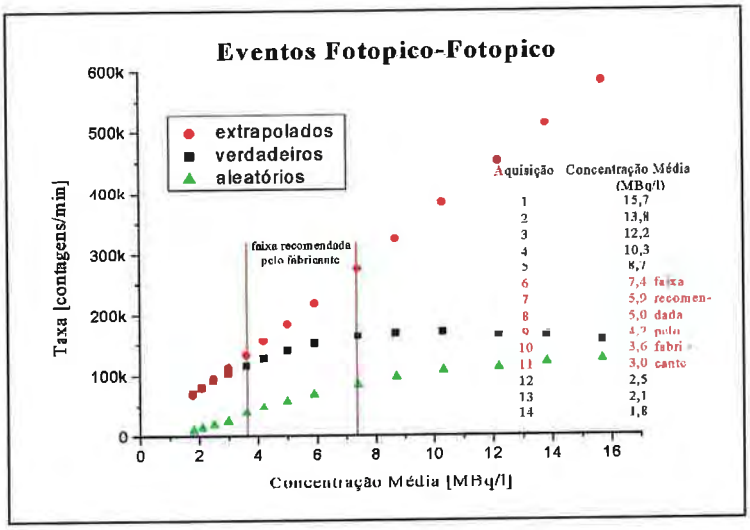
Esta avaliação para as medidas realizadas com a janela fotopico-Compton não pode ser feita, pois os dados não foram suficientes para realizar a extrapolação e encontrar o valor da concentração em que a taxa de verdadeiros iguala a de aleatórios.

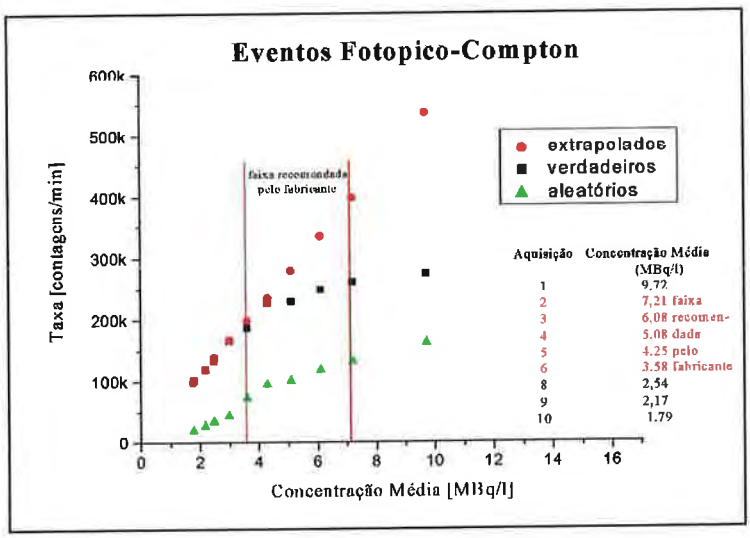
C2. Para o sistema, gráfico destas três quantidades em função da Concentração da Atividade, a_{ave} (MBq/l):

$R_{ROI,t,\ sis}$ => taxa de verdadeiros do sistema;
$R_{ROI,r,\ sis}$ => taxa de aleatórios do sistema;
$R_{ROI,\ Extr,sis}$ => taxa de verdadeiros extrapolados do sistema

- **Cálculo da Taxa de aleatórios do sistema:**

A taxa de eventos aleatórios foi encontrada através da estimativa da contagem de eventos aleatórios, usando-se os cortes reconstruídos com e sem correção. Subtraiu-se a contagem total dos cortes reconstruídos com correção de aleatórios daquela sem correção de aleatórios, obtendo-se a contagem total de eventos aleatórios. Essa contagem foi transformada em numa porcentagem do total de contagens dos cortes com correção de aleatórios. Assim, a obtenção da taxa de aleatórios utilizada neste teste foi feita calculando-se essa porcentagem da taxa de eventos totais da ROI feita nos referidos cortes.





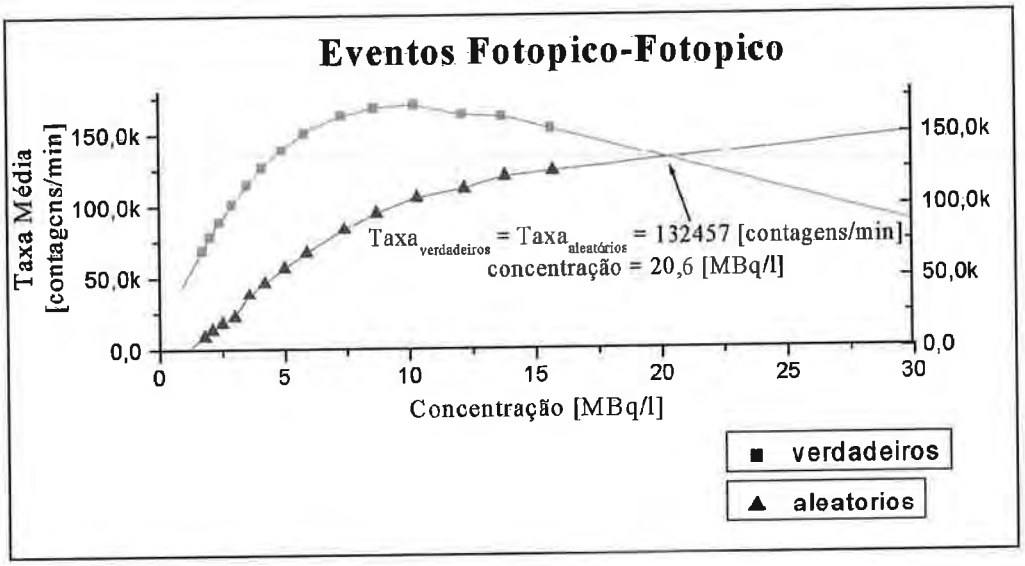
- **Discussão:**

Pelos gráficos acima, temos que a taxa de eventos verdadeiros atinge um patamar para determinados valores de concentrações da atividade: nos dois modos de aquisição, fotopico-fotopico e fotopico-Compton, a taxa de verdadeiros satura em torno de de 7,4MBq/l. Depois, o aumento crescente da concentração da atividade não irá aumentar as contagens de verdadeiros, não proporcionando melhoria na qualidade da imagem.

Pelos gráficos, podemos verificar que a taxa estimada de verdadeiros varia entre 2 kcps e 4,5 kcps para a taxa de individuais na faixa recomendada (entre 600 kcps e 1200 kcps), para o modo fotopico-fotopico, e entre 3,3kcps e 6,5 kcps para o modo fotopico-Compton. Estes valores indicam que os eventos verdadeiros ocorrem numa faixa menor que 1% dos eventos individuais registrados em cada detector.

Essa forma de estimar os eventos aleatórios está baseada nas contagens efetivamente presentes nos cortes após a reconstrução, portanto não indica qual o modelo que foi adotado para sua correção, que tampouco foi fornecido pelo fabricante.

C3. Para o sistema, o menor valor entre a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,sis}$, quando $R_{ROI,t,sis} = R_{ROI,r,sis}$, e a taxa de eventos verdadeiros, $R_{ROI,t,pico,i}$, na qual $R_{ROI,t,i}$ atinge o pico ou satura e respectiva Concentração da Atividade, a_{ave} (MBq/l):



Eventos de fotopico-fotopico	
Taxa de verdadeiros (contagens/min)	Concentração da Atividade (MBq/l)
132457	20,6

- **Discussão:**

Este gráfico mostra o valor de concentração da atividade na qual a taxa de eventos aleatórios é igual à de verdadeiros. Acima deste valor, os eventos aleatórios superam os verdadeiros, no modo fotopico-fotopico.

Este resultado mostra que a faixa recomendada pelo fabricante está numa região em que a taxa de aleatórios está entre 23% a 30% da taxa de verdadeiros.

Esta avaliação para as medidas realizadas com a janela fotopico-Compton não pode ser feita, pois os dados não foram suficientes para realizar a extrapolação e encontrar o valor da concentração em que a taxa de verdadeiros igual a de aleatórios.

6.6. Medida da Acurácia da Correção da Taxa de Contagem

6.6.1. Características particulares

Neste teste, foi utilizado o mesmo grupo de aquisições obtido para o item 6.5.

O simulador foi posicionado na câmara conforme a figura 73.

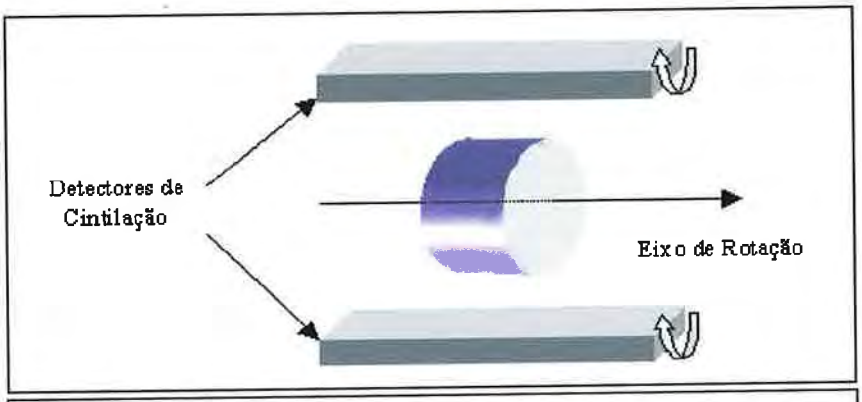


Figura 73 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

6.6.2. Parâmetros de Aquisição

Neste teste foi utilizado o mesmo grupo de aquisições obtido para o item 6.5.

6.6.3. Resultados

- **Para cada corte i, em cada aquisição j, tabelar os resultados do cálculo do erro da taxa de contagem relativa, $\Delta r_{i,j}$, em porcentagem:**

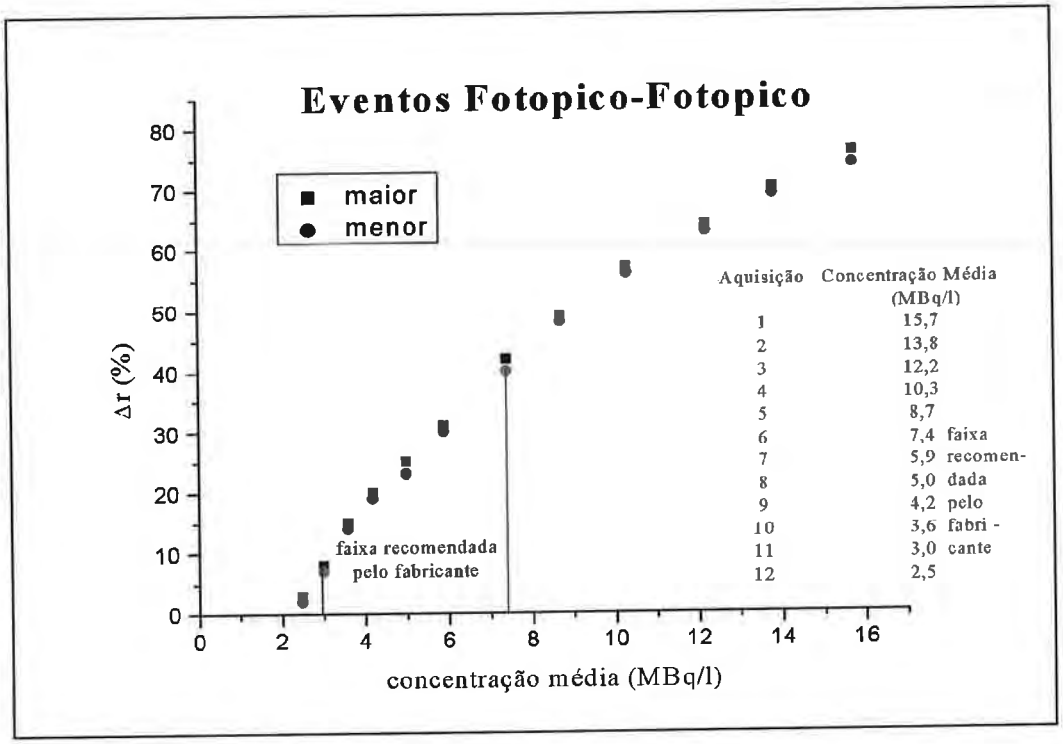
Janela somente no fotopico-fotopico

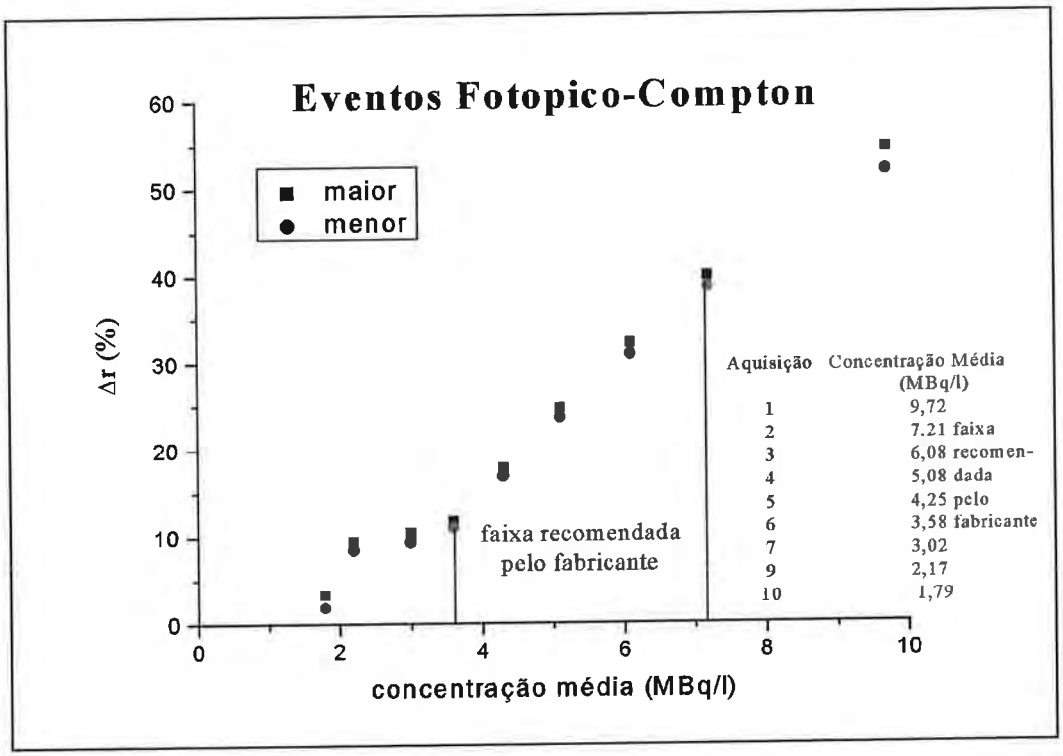
corte	Δr 1	Δr 2	Δr 3	Δr 4	Δr 5	Δr 6	Δr 7	Δr 8	Δr 9	Δr 10	Δr 11	Δr 12
1	75,38	70,28	63,99	56,95	48,70	41,31	30,60	23,82	20,44	14,43	6,73	2,82
2	75,37	70,27	63,97	56,87	48,63	41,09	30,50	23,86	20,13	14,59	6,81	2,35
3	75,32	70,27	63,88	56,80	48,53	41,01	30,44	23,77	20,06	14,65	7,11	2,31
4	75,32	70,28	63,91	56,65	48,52	40,84	30,30	24,01	19,70	14,60	7,10	2,14
5	75,38	70,28	63,82	56,47	48,39	40,89	30,39	23,88	19,52	14,41	6,96	2,75
6	75,36	70,11	63,83	56,53	48,40	40,77	30,51	23,71	19,46	14,20	6,81	2,60
7	75,41	70,10	63,93	56,77	48,52	40,90	30,55	23,73	19,87	14,14	6,90	2,77
8	75,46	70,08	64,02	57,09	48,70	41,07	30,60	23,75	19,85	14,34	7,19	2,55
9	75,43	70,00	63,82	57,08	48,55	40,99	30,75	23,91	19,89	14,03	7,25	2,74
10	75,39	69,88	63,67	57,11	48,33	41,04	30,74	23,90	19,79	14,20	7,19	2,44
11	75,33	69,93	63,68	57,01	48,42	41,09	30,84	24,20	20,02	14,39	7,25	2,47
12	75,44	70,03	63,82	57,04	48,54	41,19	30,78	24,10	19,90	14,85	7,29	2,33
13	75,49	70,17	64,01	57,00	48,63	41,05	30,67	24,10	19,94	14,48	7,42	2,41
14	75,48	70,24	64,05	57,10	48,47	41,14	30,72	24,22	19,75	14,34	7,95	2,28
15	75,55	70,34	64,07	57,16	48,80	41,30	30,85	24,32	19,67	14,38	7,73	2,08
16	75,68	70,42	64,16	57,16	48,97	41,34	31,02	24,51	19,76	14,60	7,34	2,26
17	75,72	70,41	64,28	57,17	48,82	41,32	30,95	24,32	19,82	14,68	6,66	2,57
18	75,74	70,41	64,35	57,28	48,92	41,27	30,88	24,24	20,07	14,60	7,10	2,74
19	75,71	70,40	64,36	57,39	48,93	41,38	31,02	24,37	20,03	14,77	7,36	2,72
20	75,66	70,27	64,22	57,28	48,91	41,28	31,04	24,54	20,11	14,72	7,39	2,61
21	75,64	70,25	64,12	57,23	48,78	41,38	31,16	24,64	20,18	14,63	6,96	2,68
22	75,65	70,29	64,10	57,31	48,82	41,60	31,41	24,59	20,28	14,71	7,05	2,48
23	75,65	70,40	64,24	57,26	48,73	41,53	31,47	24,32	20,07	14,51	7,26	2,68
24	75,64	70,32	64,34	57,29	48,74	41,55	31,36	24,42	19,87	14,76	7,40	2,20
25	75,59	70,33	64,25	57,27	48,63	41,43	31,00	24,34	20,01	14,76	7,44	2,24
26	75,58	70,27	64,06	57,34	48,56	41,48	30,99	24,23	20,18	14,90	7,33	2,06
27	75,56	70,25	63,88	57,25	48,63	41,26	30,97	24,15	20,28	14,77	7,56	2,44
28	75,58	70,12	63,97	57,22	48,71	41,24	30,97	24,13	20,22	14,69	7,34	2,43
29	75,37	70,03	63,88	57,09	48,56	41,18	30,70	24,31	19,92	14,84	7,22	2,48
30	75,28	70,01	63,74	56,92	48,38	41,30	30,52	24,22	19,74	14,75	7,03	2,42
31	75,11	69,89	63,52	56,73	48,06	41,10	30,30	24,06	19,31	14,41	6,94	2,34
32	75,12	69,90	63,51	56,52	48,08	41,13	30,34	23,89	19,13	14,18	7,13	2,41
33	74,99	69,83	63,50	56,51	48,06	40,80	30,21	23,81	19,18	14,20	6,89	2,52
34	74,93	69,69	63,25	56,42	48,02	40,59	30,23	23,78	19,31	14,23	7,08	2,27
35	74,68	69,52	63,02	56,36	47,89	40,18	30,08	23,76	19,52	14,49	6,82	2,15
36	74,69	69,32	62,86	56,25	47,79	40,03	30,01	23,56	19,30	14,48	7,17	1,98
37	74,41	69,23	62,86	56,11	47,70	39,96	29,93	23,51	19,25	14,55	7,21	2,26
38	74,56	69,14	62,80	56,08	47,57	39,87	29,72	23,34	19,05	14,17	7,15	2,15

Janela no fotopico-Compton

corte	Δr 1	Δr 2	Δr 3	Δr 4	Δr 5	Δr 6	Δr 7	Δr 9	Δr 10
1	51,77	39,80	32,19	24,62	17,40	11,73	10,34	8,88	2,03
2	52,01	39,82	32,16	24,60	17,62	11,47	10,47	8,72	2,00
3	52,42	39,74	32,08	24,63	17,83	11,39	10,27	8,91	2,00
4	52,55	39,64	32,06	24,59	17,83	11,49	10,36	8,86	1,87
5	52,55	39,43	31,91	24,37	17,48	11,34	10,13	9,08	1,92
6	52,73	39,43	31,85	24,50	17,67	11,46	10,15	8,98	1,93
7	52,93	39,44	31,85	24,56	17,48	11,46	10,21	8,76	2,08
8	53,07	39,49	31,96	24,68	17,64	11,83	10,27	8,53	2,19
9	53,03	39,35	31,69	24,45	17,27	11,62	10,18	8,58	2,25
10	52,82	39,24	31,60	24,28	17,50	11,52	9,92	8,90	2,25
11	52,92	39,44	31,68	24,27	17,43	11,44	10,01	8,71	2,34
12	52,93	39,52	31,72	24,19	17,53	11,40	9,95	8,64	2,54
13	53,10	39,61	31,86	24,37	17,52	11,51	9,99	8,57	2,56
14	53,01	39,53	31,53	24,19	17,31	11,27	9,80	8,67	2,70
15	53,08	39,56	31,73	24,36	17,29	11,51	9,97	8,80	2,36
16	52,93	39,58	31,55	24,20	17,08	11,44	10,04	8,79	2,31
17	52,95	39,43	31,57	24,23	17,34	11,54	9,97	9,09	2,11
18	52,78	39,15	31,17	23,87	17,24	10,98	9,76	9,02	2,40
19	52,81	39,11	31,28	23,92	17,09	11,12	9,64	8,96	2,57
20	52,86	39,18	31,50	24,04	17,18	11,44	9,50	9,16	2,50
21	52,86	39,41	31,71	24,24	17,25	11,55	9,49	9,46	2,21
22	53,00	39,42	31,62	24,11	17,53	11,31	9,70	9,44	2,00
23	53,00	39,54	31,57	24,38	17,52	11,02	9,79	9,25	2,09
24	53,12	39,35	31,56	24,19	17,42	11,04	9,82	9,04	2,25
25	53,13	39,38	31,67	24,29	17,32	11,11	9,69	8,98	2,44
26	53,09	39,17	31,49	24,21	17,30	11,26	9,77	8,79	2,55
27	53,08	39,12	31,50	24,29	17,46	11,51	9,45	9,03	2,70
28	53,09	38,98	31,53	24,35	17,42	11,25	9,54	9,23	2,43
29	53,08	38,90	31,57	24,16	17,43	11,13	9,37	9,31	2,54
30	53,24	38,91	31,50	23,91	17,24	11,10	9,61	8,86	2,69
31	53,37	38,91	31,39	23,67	17,21	11,08	9,70	8,60	2,85
32	53,60	39,01	31,32	23,80	17,07	11,12	9,84	8,61	2,67
33	53,80	39,01	31,50	23,99	17,31	11,04	9,83	8,93	2,41
34	53,87	38,96	31,53	24,05	17,19	11,04	9,80	8,83	2,61
35	53,96	38,77	31,41	23,90	17,24	11,10	10,00	8,84	2,41
36	54,02	38,61	31,06	23,73	16,93	10,96	9,97	8,51	2,76
37	54,19	38,59	30,93	23,59	17,03	11,34	9,92	8,61	2,59
38	54,45	38,83	31,25	23,89	17,28	11,79	9,96	8,90	3,37

- **Gráficos dos maiores e menores valores de $\Delta r_{i,j}$, dentre os cortes, em função da concentração de atividade, $a_{ave,\,j}$.**





- **O menor valor de Δr dentre aqueles correspondentes a cada um dos três valores de concentração da atividade determinados no procedimento de medida de tempo-morto (item 5.5): quando as perdas por tempo-morto atingirem 50 %, quando a taxa de contagens verdadeiras for igual à de aleatórios ou quando a taxa de verdadeiros atinge o pico ou satura.**

Nos resultados obtidos, o menor valor de Δr encontrado foi para quando as perdas por tempo-morto atingiram 50%:

Fotopico-Fotopico	a_{ave} (MBq/l)	Δr (%)
quando PDT = 50 %	10,3	56,1

Fotopico-Compton	a_{ave} (MBq/l)	Δr (%)
quando PDT = 50 %	11,8	62,8

O valor da concentração da atividade para a qual a taxa de verdadeiros satura, no modo fotopico-fotopico, encontrado é de 10,3 MBq/l, fornecendo um valor de erro relativo de 56,1%. Para quando a taxa de verdadeiros iguala a de aleatórios, a concentração é de 20,6 MBq/l, não sendo possível, porém, fazer a extrapolação pra se obter o erro relativo.

No modo de aquisição fotopico-Compton, faltaram dados para se fazer a extrapolação, não tendo sido possível obter os valores de concentração para quando a taxa de verdadeiros saturasse, nem para quando a taxa de verdadeiros iguala a de aleatórios.

Discussão:

O erro relativo, Δr, representa a diferença entre a taxa de contagem esperada e a medida, expresso por uma porcentagem da taxa de contagem esperada. Assim, valores altos desse erro, como os obtidos, sugerem que o sistema não corrigiu adequadamente a taxa de contagem para as perdas por tempo-morto e por eventos aleatórios.

Como a câmara testada não apresenta correção para as perdas por tempo-morto e como na faixa recomendada a estimativa da taxa de aleatórios está entre 23% a 30% da dos verdadeiros, é de se esperar que o erro relativo atinja valores altos.

6.7. Medida da Acurácia da Correção de Atenuação

6.7.1. Características particulares

As imagens foram adquiridas em uma matriz de 128x128 pixels, sendo o tamanho[1] do lado do pixel de 3,2 mm.

Os cortes foram reconstruídos com o método OSEM, com 2 iterações e 8 sub-conjuntos.

O equipamento utilizado não faz a correção para o tempo-morto, conforme informação do fabricante.

O simulador foi posicionado na câmara conforme a figura 74.

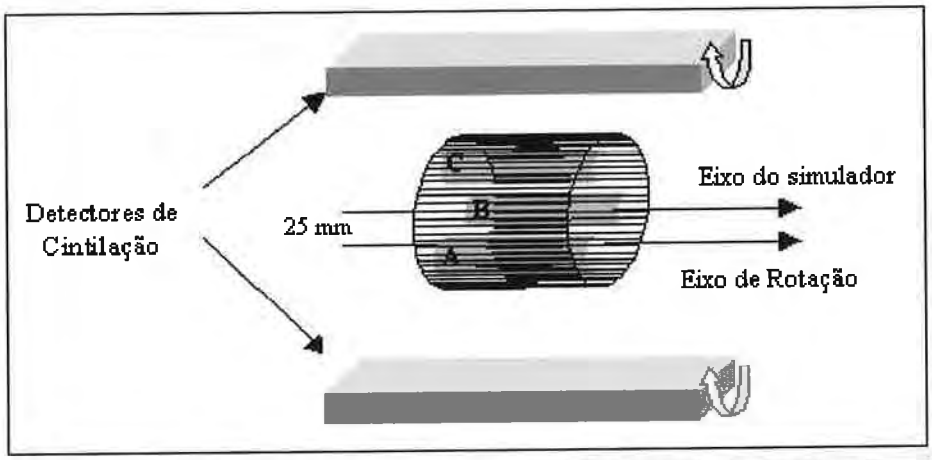


Figura 74 - Esquema da disposição do simulador físico cilíndrico quanto às orientações na câmara.

[1] O cálculo do tamanho do pixel foi descrito no item 6.1.2.

6.7.2. Parâmetros de Aquisição

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Folha:	___/___

1. Local: *Serviço de Radioisótopos do InCor*
2. Parâmetro a ser obtido: *Acurácia da Correção de Atenuação*
3. Id Imagem no tomógrafo: *NEMA 3 inserts* Data: *25/04/2001*
4. Atividade medida: *39 MBq às 19h15min*
5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *	25	25
Altura (cm) "Height z" *	- 9,5	
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *	+ 4,6	
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *	- 0,4	

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico	*495*	*30*	*499*	*30*
Compton	*309*	*30*	*306*	*30*

7. Parâmetros da aquisição:

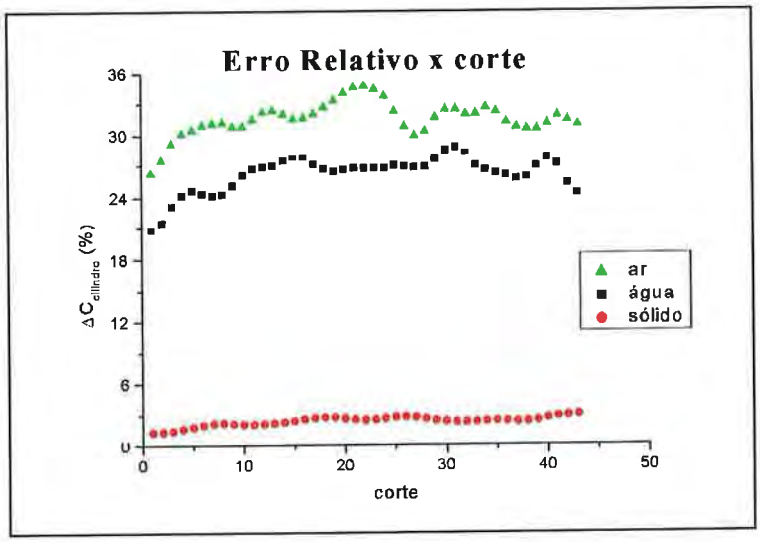
Hora	*19h 38 min*	Tamanho da Matriz	*128x128*
Quantidade de Passos	*32*	Zoom	*nenhum*
Tempo (segundos/projeção)	*30*	Raio (cm)	

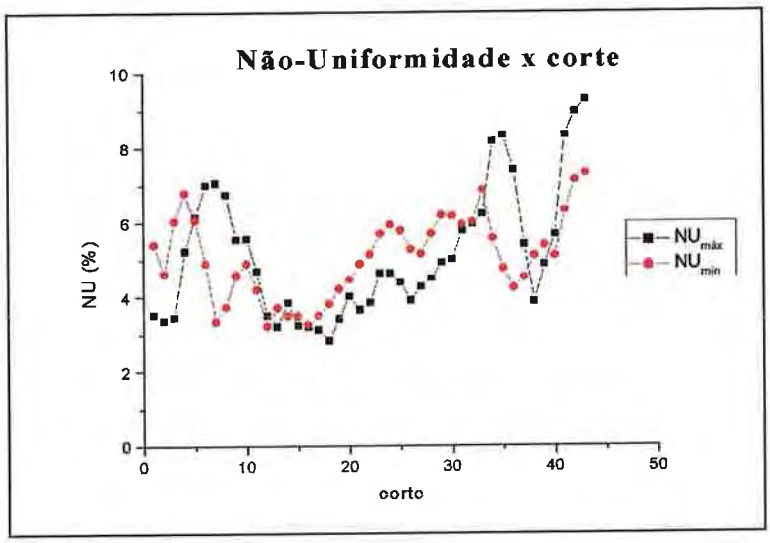
6.7.3. Resultados

- **Taxas de Contagens por projeção, em contagens por segundo[2]:**

			Eventos	Individuais
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)
6	*19h40min*	*21000*	*1115284*	*907554*
11	*19h53min*	*20980*	*1075286*	*936054*
17	*19h56min*	*20588*	*1007826*	*961622*
23	*19h59min*	*20385*	*928406*	*987040*
26	*20h02min*	*19911*	*891154*	*996158*
32	*20h05min*	*19464*	*835543*	*1013669*

- **Gráficos dos Erros relativos, ΔC, para cada cilindro e Não-uniformidade máxima, $NU_{A,\,máx}$, e mínima, $NU_{A,mín}$, da correção de atenuação, em função de cada corte i:**





[2] Estas informações foram lidas no monitor do painel de controle de aquisição da câmara.

- **Erros relativos, ΔC, para cada cilindro e não-uniformidade máxima, $NU_{A,\,máx}$, e mínima, $NU_{A,mín}$, da correção de atenuação, para cada corte i:**

Corte	ΔC_{ar} (%)	$\Delta C_{água}$(%)	$\Delta C_{sólido}$ (%)	$NU_{A,\,máx}$ (%)	$NU_{A,\,min}$ (%)
1	26,3	20,9	1,4	3,5	5,4
2	27,5	21,6	1,4	3,4	4,6
3	29,2	23,1	1,5	3,5	6,0
4	30,1	24,1	1,7	5,2	6,8
5	30,5	24,6	1,9	6,1	6,1
6	30,9	24,3	2,1	7,0	4,9
7	31,1	24,2	2,2	7,1	3,3
8	31,1	24,3	2,3	6,8	3,7
9	30,8	25,1	2,2	5,5	4,6
10	30,8	26,1	2,1	5,6	4,9
11	31,4	26,7	2,1	4,7	4,2
12	32,1	26,8	2,2	3,5	3,2
13	32,3	27,0	2,2	3,2	3,7
14	32,0	27,5	2,3	3,8	3,5
15	31,5	27,8	2,5	3,2	3,5
16	31,6	27,8	2,6	3,2	3,3
17	32,0	27,1	2,7	3,1	3,5
18	32,6	26,6	2,8	2,8	3,8
19	33,3	26,4	2,8	3,4	4,2
20	33,9	26,6	2,7	4,0	4,5
21	34,5	26,7	2,6	3,6	4,9
22	34,6	26,7	2,5	3,8	5,1
23	34,3	26,7	2,5	4,6	5,7
24	33,6	26,7	2,7	4,6	5,9
25	32,2	27,0	2,8	4,4	5,8
26	30,8	26,9	2,9	3,9	5,3
27	29,9	26,8	2,8	4,2	5,2
28	30,3	26,8	2,6	4,5	5,7
29	31,6	27,6	2,5	4,9	6,2
30	32,4	28,5	2,4	5,0	6,2
31	32,4	28,8	2,4	5,8	5,9
32	31,9	28,2	2,4	5,9	6,0
33	32,0	27,0	2,4	6,2	6,9
34	32,5	26,5	2,4	8,2	5,6
35	32,2	26,2	2,5	8,3	4,8
36	31,2	26,1	2,4	7,4	4,2
37	30,7	25,7	2,4	5,4	4,5
38	30,5	25,9	2,4	3,9	5,1
39	30,5	26,9	2,5	4,9	5,4
40	31,0	27,7	2,7	5,7	5,1
41	31,8	27,1	2,9	8,3	6,3
42	31,3	25,3	2,9	9,0	7,1
43	30,9	24,3	3,0	9,3	7,3
Média →	**31,5**	**26,2**	**2,4**	**4,7**	**3,8**

- **Comparação qualitativa entre um corte reconstruído com a correção de atenuação por transmissão e sem:**

6.7.4. Discussão:

Os erros relativos, ΔC, referentes a cada um dos cilindros, representam o desvio entre a concentração da atividade medida no cilindro e a verdadeira concentração no objeto, em porcentagem.

Os valores obtidos e exibidos no primeiro gráfico mostram uma variação pequena dos erros relativos para cada cilindro entre os cortes, principalmente com relação ao cilindro de Teflon®.

Como a atenuação é combinação da absorção e espalhamento da radiação pelos constituintes do objeto em estudo, os resultados obtidos estão dentro do esperado, isto é, menor erro para o Teflon®, seguido da água e maior no ar.

O corte reconstruído sem correção de atenuação (corte da esquerda) mostra que o cilindro de ar recebeu contagens na região do seu interior, o que não deveria acontecer. Este fato foi corrigido com a correção de atenuação (corte da direita), porém, com a correção, qualitativamente, perdeu-se a percepção da diferença entre o cilindro de ar e de água. Quantitativamente essa diferença ainda é perceptível, como pode ser visto pelos dados apresentados anteriormente.

7. Conclusões

O roteiro proposto neste trabalho apresentou resultados que mostraram ser úteis para a avaliação de sistemas PET/SPECT. Conforme as características a serem analisadas, estes testes podem ser divididos em dois grupos. Um que verifica os parâmetros básicos como a resolução espacial, a sensibilidade e a uniformidade, e outro, que analisa a resposta das câmaras quanto aos parâmetros mais específicos, característicos de sistemas com câmaras em coincidência, como a perda da contagem devido ao tempo-morto e aos eventos aleatórios e as acurácias das correções disponíveis.

É importante notar que ajustes e adequações em relação à tomada de dados são necessários para cada câmara avaliada.

Para se ter uma avaliação completa do sistema, é necessária a disponibilização, pelo fabricante, dos valores nominais dos parâmetros analisados, o que nem sempre ocorre. Na falta destes dados, os valores obtidos nos testes de aceitação podem servir de referência para comparações posteriores.

Sugerimos que a implantação deste roteiro em Programas de Controle de Qualidade seja feita separando os testes em dois grupos. O primeiro com testes básicos, de peridiocidade curta e regular, que permitem uma avaliação mais ágil dos parâmetros diretamente relacionados às análises visuais para os laudos clínicos, sendo eles: Resolução Espacial, Uniformidade, Fração de Espalhamento e Sensibilidade. O segundo, com uma avaliação mais minunciosa, necessária para a quantificação (realizada num número pequeno de exames), com testes mais específicos: Medidas de Perdas de Contagem e Aleatórios e Acurácias das Correções da Taxa de Contagem, do Espalhamento e da Atenuação. As periodicidades de execução de cada grupo destes dependem basicamente de cada equipamento, pois a tecnologia envolvida varia bastante de fabricante para fabricante. Além disso, a freqüência com que o sistema PET/SPECT é usado para estudos PET em cada clínica também deve ser levada em conta na definição desta periodicidade, adequando estes testes às suas necessidades e disponibilidade técnica e de pessoal.

8. Em Perspectiva

Neste trabalho, propusemos um roteiro para testes de desempenho de sistemas PET/SPECT que utilizam dois detectores de cintilação em coincidência e aplicamos esses testes na câmara VERTEX™ da ADAC/Philips, comprovando sua funcionalidade.

Durante a elaboração do presente trabalho, o documento NU 2 - 1994, para medidas de desempenho de sistemas PET dedicados, estava sendo atualizado por uma força tarefa da NEMA. As modificações foram compiladas em um novo documento, NU 2 - 2001[i], cujos resultados dos testes foram publicados em outubro de 2002[ii]. Uma proposta para um trabalho futuro seria a adequação do roteiro aqui apresentado aos padrões revisados[1], fazendo as mudanças necessárias para sistemas PET/SPECT com dois detectores de cintilação em coincidência.

Para uma validação ampla do roteiro, ele poderia ser aplicado em sistemas PET/SPECT de outros fabricantes, como exemplo, a E-CAM+ da Siemens, a Hawkeye da GE, a FORTE da ADAC/Philips, com adaptações às particularidades de cada equipamento.

[1] As medidas sugeridas neste documento são feitas com simuladores diferentes do utilizado neste trabalho: um é o simulador de corpo, inicialmente utilizado nas medidas da norma IEC Standard 64675-1 de 1998 (International Electrotechnical Commission), e o outro é um simulador cilíndrico, de mesmo diâmetro, porém de 70 cm de comprimento.

Referências:

[i] National Electrical Manufacturers Association. "Performance Measurements of Positron Emission Tomographs". NEMA Standards Publication NU 2-2001. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association, 2001.

[ii] Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muehllehner G, Simcic V, Stearns CW, Adam L-E, Kohlmyer S e Sossi V. "PET Performance Measurements using the NEMA NU 2 - 2001 Standard". J Nucl Med. 2002; 43-10: 1398-1409.

Apêndice A

Reconstrução Tomográfica

A1. Recombinação

Um algoritmo de recombinação é definido como um procedimento que agrupa os dados tridimensionais em pilhas de conjuntos de dados bidimensionais, ou seja, os elementos dos sinogramas oblíquos são re-organizados em sinogramas diretos[i] (figura A-1). Os dados recombinados são geometricamente equivalentes aos dados coletados no modo convencional bidimensional e podem ser reconstruídos aplicando-se um algoritmo de retro-projeção filtrada[ii] ("Filtered Back-Projection" - FBP) bidimensional separadamente para cada corte. Então, a recombinação decompõe o problema de reconstrução tridimensional em um conjunto independente de transformadas de Radon bidimensionais.

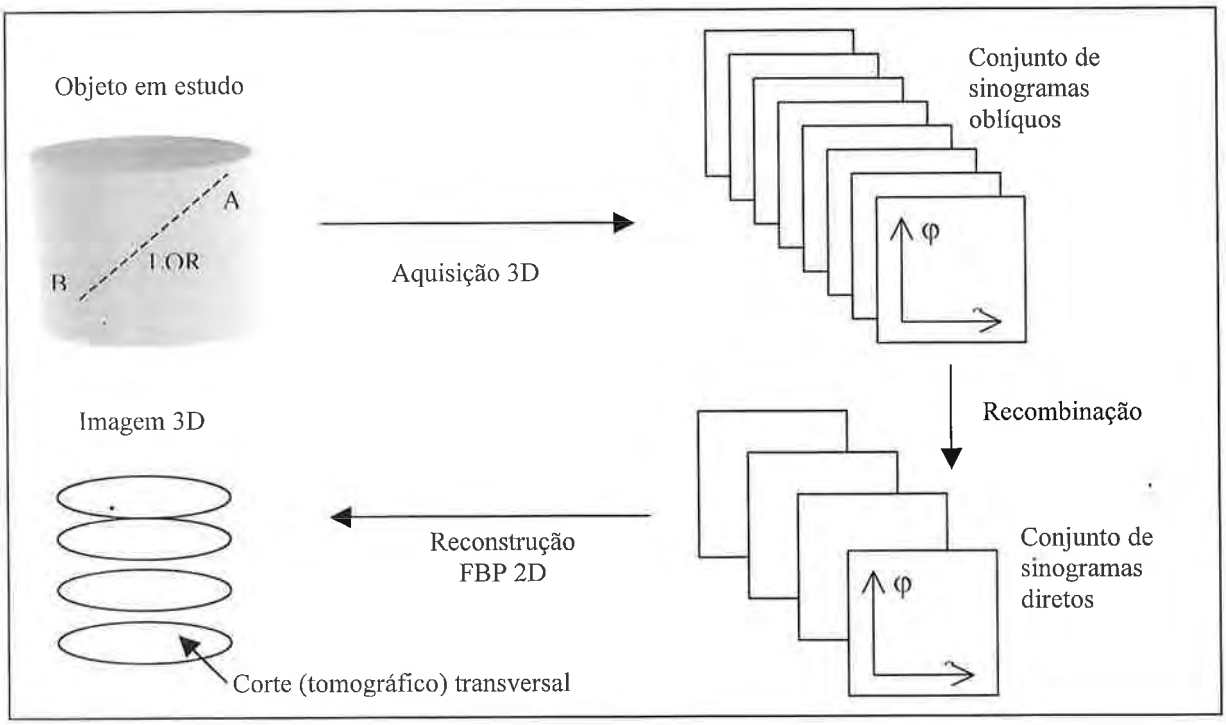


Figura A-1 – Esquema do princípio de um algoritmo de recombinação e reconstrução dos sinogramas diretos com algoritmo de reconstrução bidimensional FBP.

A reconstrução feita com os dados tridimensionais recombinados se torna tão rápida quanto a reconstrução no modo bidimensional, com a vantagem do aumento da sensibilidade proporcionado pela aquisição tridimensional, na qual um conjunto completo de LORs é usado.

A figura A-2 ilustra dois algoritmos de recombinação comumente utilizados na aquisição com câmaras com dois detectores de cintilação em coincidência. A figura A-2(a) esquematiza uma recombinação em cortes individuais[iii] ("Single-Slice Rebinning" - SSRB) na qual a LOR contribui para o corte do plano que intercepta o ponto médio dessa linha. A figura

A-1(b) ilustra uma recombinação em múltiplos cortes[iv] ("Multi-Slice Rebinning" - MSRB) na qual a LOR contribui para todos os cortes dos planos que a interceptam.

Estes métodos são simples o suficiente para serem executados com os dados coletados, eliminando a necessidade de se armazenar um conjunto de dados tridimensionais intermediários.

Como vimos, na recombinação em cortes individuais (SSRB), os eventos são recombinados em um corte no plano que passa pelo ponto central da LOR. Esta aproximação não requer recursos computacionais muito grandes, mas é afetada por artefatos quando as fontes não estão centradas no campo-de-visão e o ângulo de aceitação é grande. Para minimizar estes efeitos, geralmente restringe-se o ângulo entre 8° a 11° [1 v vi].

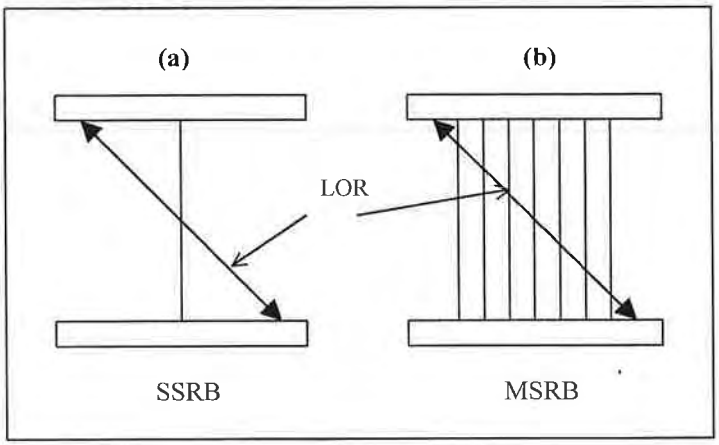


Figura 29 – Esquema de recombinações.

Na recombinação em múltiplos cortes (MSRB), a contribuição correspondente a uma LOR é distribuída através de todos os cortes em seu caminho. Isto produz um borramento axial, que pode ser reduzido através do uso da combinação de filtros axiais. Embora estes filtros melhorem a resolução das reconstruções, eles amplificam o ruído[vii].

Em 1995, Defrise e seus colaboradores[viii] introduziram a recombinação de Fourier ("Fourier Rebinning"- FORE), baseada numa fórmula de inversão[ix] exata e relacionada com o método de reconstrução de Fourier tridimensional direta[x]. Esta recombinação é computacionalmente mais dispendiosa que os outros métodos e requer o armazenamento prévio do conjunto completo dos dados tridimensionais antes de se proceder com a recombinação. Entretanto, a qualidade dos dados reconstruídos com os conjuntos obtidos chega próxima a dos métodos exatos tridimensionais[xi] em sistemas PET dedicados.

Atualmente, algumas câmaras com dois detectores de cintilação em coincidência disponíveis comercialmente já possuem o método FORE implementado, como é o caso da utilizada neste trabalho.

[1] Estes valores são empíricos e foram estimados a partir de estudos de tratamento dos dados axiais para sistemas PET convencionais em modo de aquisição 3D, considerando que quanto maior for o ângulo de aceitação, maior será a sensibilidade em detrimento da resolução axial.

A2. Método FBP

Dada uma distribuição volumétrica de radioatividade, o problema da reconstrução tomográfica é encontrar uma função bidimensional, f(x,y), que descreva a imagem de um determinado corte dessa distribuição, ou seja, resolver a transformada de Radon bidimensional:

Existem vários métodos para se determinar essa função.

Os que se baseiam na solução analítica para recuperar a imagem, ditos métodos analíticos, utilizam o Teorema do Corte de Fourier[xii], que estabelece que a transformada de Fourier unidimensional $S_\theta(w)$, com relação a s, de uma função $g(\theta,s)$ é igual à transformada de Fourier bidimensional $F(\theta,s)$ da imagem f(x,y), na linha de projeção definida pelo ângulo θ. Esse teorema pode ser escrito como:

$$S_\theta(w) = F(\theta, w) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\exp(-i2\pi w(xco\theta + ysen\theta))dxdy$$

O resultado desta expressão indica que, tomando as projeções f(x,y) em diversos ângulos θ_1, θ_2, etc e determinando a transformada de Fourier de cada projeção, pode-se obter as linhas radiais da transformada de Fourier bidimensional desta função. A função original f(x,y) pode então ser recuperada através do uso da transformada inversa de Fourier:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w)\exp(i2\pi w(xco\theta + ysen\theta))wdxdy$$

Como $F(\theta+\pi,w) = F(\theta,-w)$, a expressão acima ficará:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty}\left[\int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w)|w|\exp(i2\pi w(xco\theta + ysen\theta))dw\right]d\theta$$

Substituindo $F(\theta,w)$ pela transformada unidimensional $S_\theta(w)$ de Fourier da projeção no ângulo θ, o termo dentro dos colchetes pode ser visto como uma operação de filtragem sobre a transformada da projeção, onde o termo |w| é o filtro de rampa no domínio de freqüências.

Este método, o da retroprojeção filtrada ("Filtered Backprojection" - FBP), consiste em filtrar as projeções no espaço de freqüências usando um filtro rampa e, após realizar a transformação inversa, retroprojetar esses valores para formar a imagem final. Como tal procedimento amplia o ruído estatístico, são utilizados filtros para esmaecer as freqüências realçadas pelo processo, tais como oShepp&Logan, Hamming, Hann, Parzen, Butterworth, entre outros.

A3. Método OSEM

Um método iterativo estatístico muito usado é o da máxima verosimilhança com máxima expectativa[xiii] ("Maximum Likelihood - Expectation Maximization" - MLEM).

Este método trabalha com o conceito de maximização da verossimilhança.

Verossimilhança é a probabilidade das medidas y_i , dada a imagem λ: $p(y, \lambda)$.

A imagem λ que maximiza essa verossimilhança na ausência de informação prévia acerca da imagem (solução ML) é:

Como a imagem λ não pode ser determinado analiticamente, então o processo iterativo seguinte converge para uma solução λ_{ML}:

Desta maneira, cada iteração necessita de uma projeção e retroprojeção completa do conjunto de dados.

As vantagens do método ML-EM são que convergem para a solução da máxima verossimilhança, a positividade dos parâmetros λ_j está sempre assegurada, conserva as contagens totais, é consistente e eficiente (é melhor que os métodos analíticos e iterativos algébricos para baixas contagens).

Entretanto amplifica o ruído a cada iteração, este dano pode ser minimizado usando-se a regularização, parando as iterações antes da convergência e suavizando a imagem reconstruída ou entre as iterações.

Outro problema encontrado neste método é a convergência muito lenta, que pode ser melhorada pela divisão do conjunto de dados em N subconjuntos.

Este algoritmo é o OSEM[xiv] ("Ordered Subsets - Expectation Maximization" - subconjuntos ordenados com máxima expectativa), utilizado para a reconstrução deste trabalho.

Com o OSEM, os dados da projeção são agrupados em subconjuntos ordenados. O nível de ordenação é definido como o número desses subconjuntos. O algoritmo padrão de maximização da expectativa (projeção seguida da retro-projeção) é aplicado para cada um desses subconjuntos, usando as linhas da matriz correspondente a estes raios-soma. A reconstrução resultante torna-se o valor inicial para ser usado com o próximo subconjuntos.

Define-se uma iteração do OSEM como uma passagem única por todos os subconjuntos especificados. Iterações adicionais podem ser obtidas com os mesmos subconjuntos ordenados, usando como ponto inicial a reconstrução obtida com a iteração anterior. Com subconjuntos mutuamente exclusivos, cada iteração OS-EM terá um tempo computacional similar da iteração padrão do algoritmo de maximização da expectativa.

Os fótons registrados pelos detectores de cintilação são combinados para formar y_t contagens nos detectores indexados por t. Estes registros são resultados da atividade emitida

em uma região, modelados como um processo pontual de Poisson. Esta atividade é suposta uniforme no pixel de uma grade na região. O número esperado de fótons emitidos do pixel j é denominado x_j. A imagem é definida como sendo o vetor $x = \{ x_j : j = 1 \ldots J \}$. O pixel individual e os elementos do detector (ou raios-soma) são denominados por j e t, respectivamente. Os pesos a_t representam a probabilidade que a emissão de um pixel j é registrado em t. Então, as contagens dos detectores são uma distribuição de Poisson com os valores esperados $\mu = Ax$, em que A é a matriz da projeção.

Considere que:

- $\hat{x}^0$ é uma imagem pré-especificada inicial, por exemplo, uniforme;
- $\hat{x}^m$ é uma estimativa de x após a iteração m;
- $S_1, S_2, \ldots, S_n$ são os blocos de dados detectados escolhidos na ordem selecionada;
- a_{tj} é a probabilidade que a emissão de um pixel j é registrado no detector t.

O algoritmo é o seguinte:

1. m = 0. inicialização positiva de $\hat{x}^m$
2. Repita até a convergência de $\hat{x}^m$
   2.1. $x_1 = \hat{x}^m$, m = m+1
   2.2. para blocos i = 1, ..., n
      2.2.1. Projeção: calcule os valores esperados para contagens acumuladas y de acordo com

$$\mu_t^i = \sum_{j=1}^{J} a_{tj} x_j^i$$

para detectores $t \in S_i$.

      2.2.2. Retroprojeção: calcule

$$x_j^{i+1} = x_j^i \frac{\sum_{t \in S_i} \frac{y_t a_{tj}}{\mu_t^i}}{\sum_{t \in S_i} a_{tj}}$$

para pixels j = 1, 2, ..., J.

3. $\hat{x}^m = x^{n+1}$

Referências:

[i] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M e Newport DF. "Exact and approximate rebinning algorithms for 3D PET data". IEEE Trans Med Imag. 1997; 16-2: p. 147.

[ii] Sharp PF, Dendy PP e Keyes WI. Radionuclide Imaging Techniques. Medical Physics Series. Londres: Academic Press, Inc., 1985. p. 99.

[iii] Daube-Witherspoon ME e Muehllehner G. "Treatment of Axial Data in Three-Dimensional PET". J Nucl Med. 1987; 28-11: p. 1717 - 1724.

[iv] Lewitt RM, Muehllehner G e Karp JS. "Three-dimensional image reconstruction for PET by Multi-Slice Rebinning and axial image filtering". Phys Med Biol. 1994; 39: p. 321 - 339.

[v] Daube-Witherspoon ME e Muehllehner G. "Treatment of Axial Data in Three-Dimensional PET". J Nucl Med. 1987; 28-11: p. 1719.

[vi] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M e Newport DF. "Exact and approximate rebinning algorithms for 3D PET data". IEEE Trans Med Imag. 1997; 16-2: p. 146.

[vii] Shao L, Lewitt RM, Karp JS e Muehllehner G. "Combination of Wiener filtering and singular value decomposition filtering for volume imaging PET". IEEE Trans Med Imag. 1995; 42: p. 1228 - 1234.

[viii] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M e Newport DF. "Exact and approximate rebinning algorithms for 3D PET data". IEEE Trans Med Imag. 1997; 16-2: p. 145-158.

[ix] Defrise M. "A factorization method for the 3D X ray transform". Inverse Problems. 1995: 11: p. 983 - 994.

[x] Stearns CW, Chesler DA e Brownell GL. "Accelerated image reconstruction for a cylindrical positron tomograph using a Fourier domain methods". IEEE Trans Nucl Sci. 1990; 37: p. 773 - 777.

[xi] Matej S, Karp J e Lewitt R. "Performance of the Fourier Rebinning algorithm for PET with large acceptance angles". in Proceedings of the 1997 International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine. 1997; p. 24 - 27.

[xii] Kak AC e Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. New York: IEEE Press, cap. 3.

[xiii] Dempster AP, Laird NM e Rubin DB. "Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm". J R Stat Soc Series B. 1977; 39: p. 1 - 38.

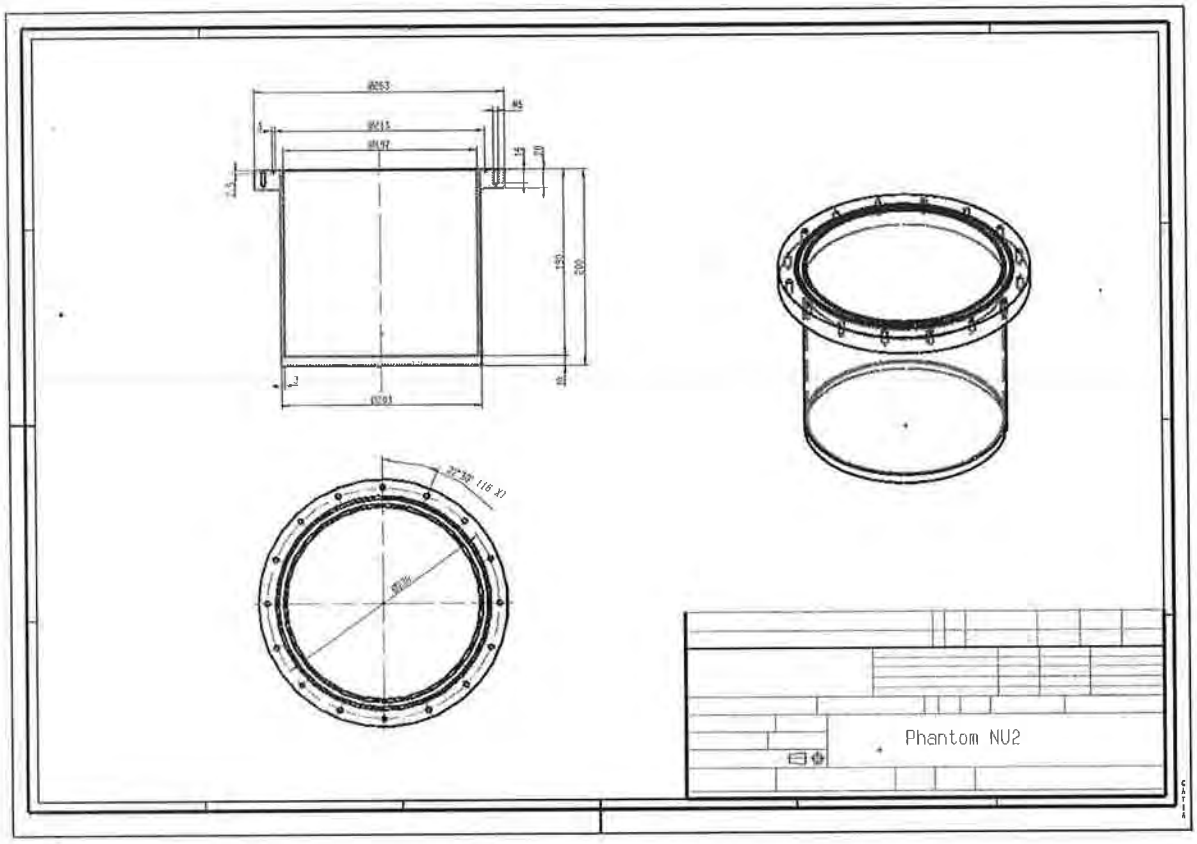
Shepp LA e Vardi Y. "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography". IEEE Trans on Med Imag. 1982; MI-2: p. 113 - 122.

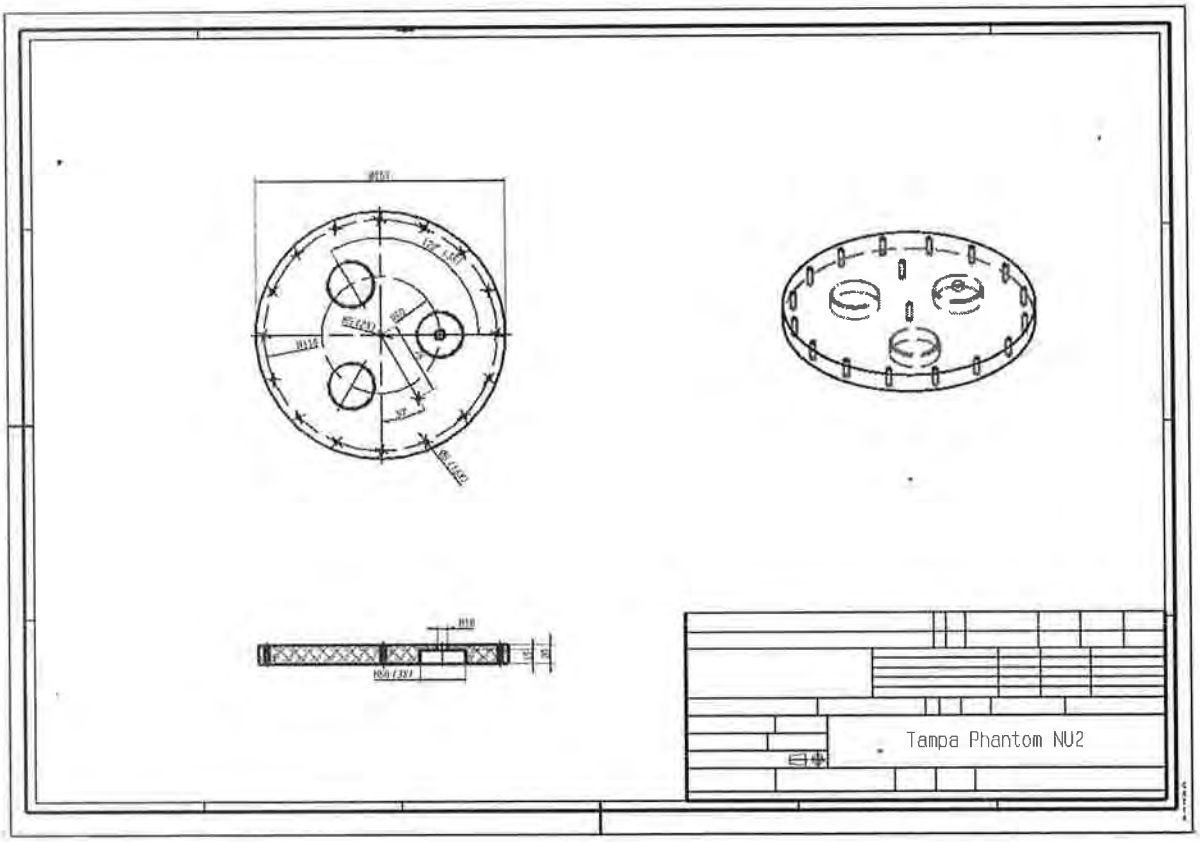
Lange K, Bahn M e Little R. "A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography". IEEE Trans Med Imag. 1987; MI-6-2: p106-114.

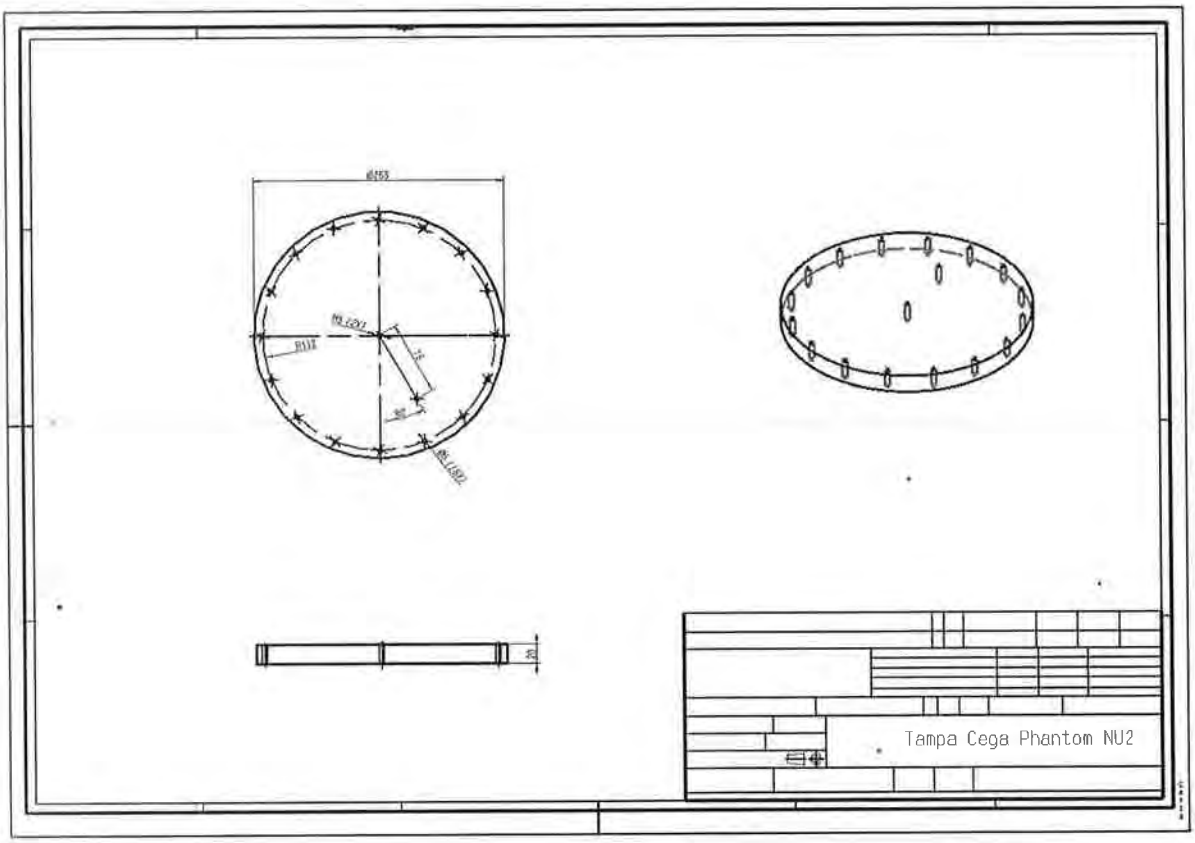
[xiv] Hudson HM e Larkin RS. "Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data". IEEE Trans Med Imag. 1994; 13-4: p. 601 - 609.

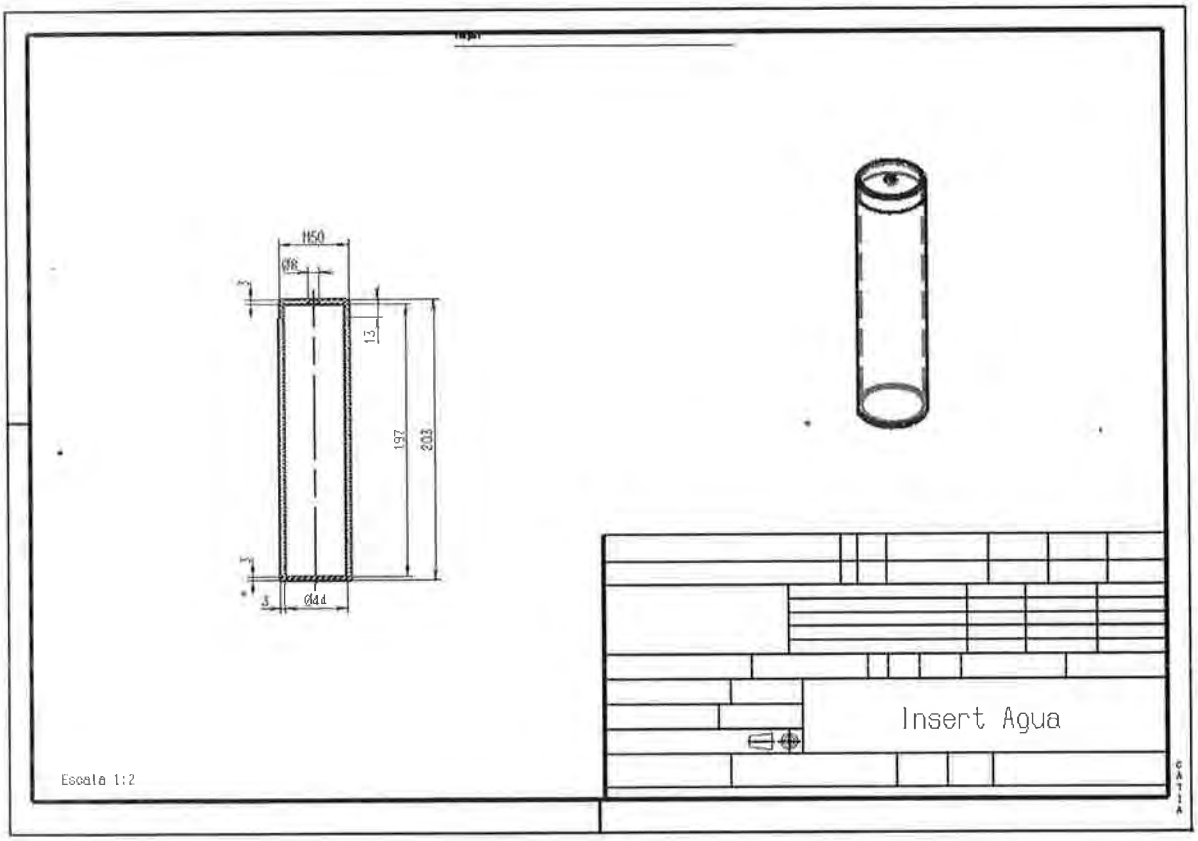
Apêndice B

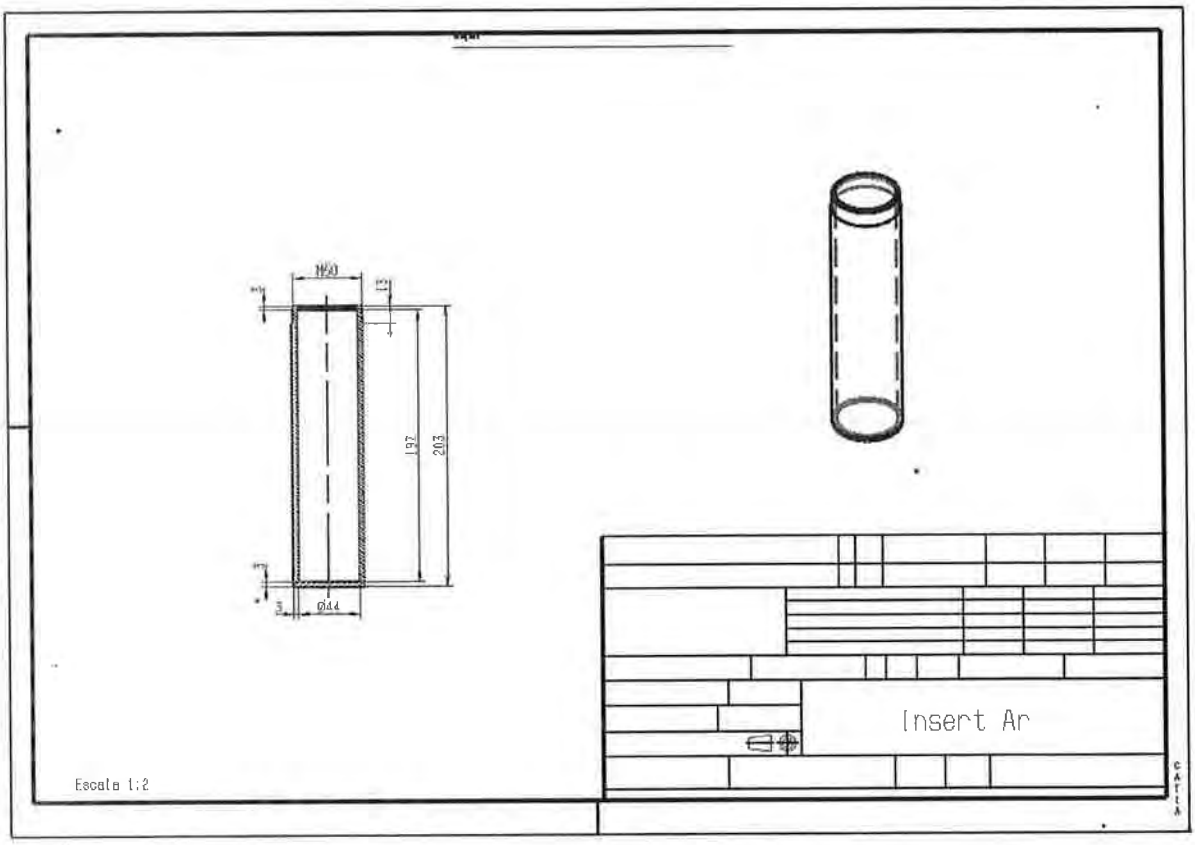
Simulador físico baseado no NEMA NU-2 1994

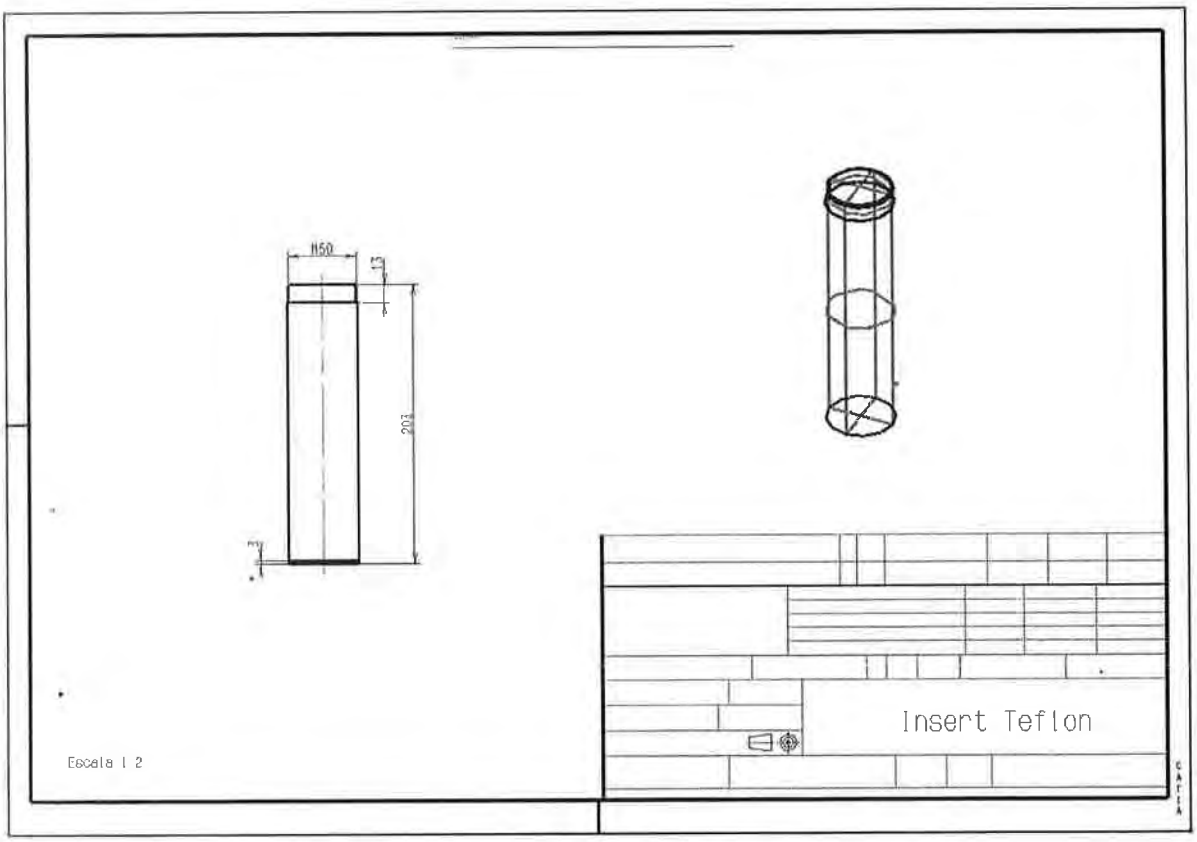

Phantom NU2


Tampa Phantom NU2


Tampa Cega Phantom NU2


H50
Ø8
13
197
203
Ø44
Insert Agua
Escala 1:2


Insert Ar
Escala 1:2
CATIA


Insert Teflon
Escala 1 2
CATIA

OBSERVAÇÕES:

- O material empregado para a construção de todas as peças, a menos do "insert" do último desenho, foi o polimetil metacrilato (acrílico).

- O material do "insert" do último desenho é o politetrafluoretileno (Teflon®).

- Todas as cotas não dimensionadas encontram-se em milímetros.

- As nomenclaturas de rosca seguem padrão ABNT.

- Projeto de Suely Midori Aoki, baseado no NEMA NU2 -1994.

- Desenhado por Newton Yoshiyuki Shibata com o software CATIA v. 4.2.1 da Dassault Sistemes, utilizando uma estação IBM RISC 6000/43P e plataforma UNIX.

- Construído sob encomenda nas Casas Saviano, situado à Rua Florêncio de Abreu, n.o 120, São Paulo, SP.

Apêndice C

Planilha de Aquisição

Folha:	___/___

PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

1. Local: _____

2. Parâmetro a ser obtido: _____

3. Id Imagem no tomógrafo: _____ Data: _____/_____/_____

4. Atividade medida: A =_____mCi =_____MBq, sendo 1mCi=37MBq (às hora:_____h_____min)

5. Posição do "gantry" do tomógrafo:

	Detector 1	Detector 2
Distância do eixo de rotação ao detector (cm) "Radius" *		
Altura (cm) "Height z" *		
Deslocamento ao longo eixo axial (cm) "Gantry Translate" *		
Deslocamento lateral (cm) "Table lateral x" *		

6. Valores da janela de energia:

	Detector 1		Detector 2	
	Energia (keV)	Largura (%)	Energia (keV)	Largura (%)
Fotopico				
Compton				

7. Parâmetros da aquisição:

Hora		Tamanho da Matriz	
Quantidade de Projeções		Zoom	
Tempo		Raio (cm)	

8. Taxas de Contagens:

			Eventos Individuais	
Projeção	Hora	verdadeiros (cps)	Detector 1 (cps)	Detector 2 (cps)

9. Observações: * nomenclatura da Câmara VERTEX PLUS MCD/AC da ADAC

_____

_____

_____

_____

Adquirido por:

Apêndice D

Implementação do Algoritmo de Cálculo da Resolução Espacial

```
//Programa: FWHM
//Programador: Suely
//Data: 29/04/2002 - versão 2:01/11/2002
//Objetivo: calcular o FWHM por semelhança de triangulos
//Dados de Entrada: valores dos pixels adjacentes ao referente à
//                  largura à meia altura e suas respectivas contagens
//Dados de Saida: valores do FWHM

#include <stdio.h>
#include <conio.h>

void main ()

{
      int PA1, PD1,           //valor dos pixels do inicio da largura
          CA1, CFW1, CD1,     //valor das contagens do inicio da largura
          PA2, PD2,           //valor dos pixels do fim da largura
          CA2, CFW2, CD2,     //valor das contagens do inicio da largura
          pico;

      float PFW1, PFW2, CFW, FWHM;

      int resp;

      clrscr();

      resp = 1;

      while (resp==1)
      {
      printf ("\nDigite a contagem m xima:  \n");
      scanf ("%d", &pico);

      CFW = (pico*1.)/2;

      printf ("\n A meia altura ,:  %.1f",CFW);

      getch();
      clrscr();

      gotoxy (15,10);
      printf ("CALCULO DO PIXEL DO INICIO DA LARGURA...");

      getch();
      clrscr();

      printf ("\n\n\n\n\nDigite pixel1 anterior ao pixel da largura:  \n");
      scanf ("%d", &PA1);
      printf ("\nDigite pixel1 posterior ao pixel da largura:  \n");
      scanf ("%d", &PD1);
      printf ("\nDigite contagem1 anterior a da largura:  \n");
      scanf ("%d", &CA1);
      printf ("\nDigite contagem1 posterior a da largura:  \n");
      scanf ("%d", &CD1);

      PFW1 = (((PD1*1.-PA1*1.)*(CFW-CA1*1.))/(CD1*1.-CA1*1.))+PA1*1.;

      printf ("\nO valor do pixel do inicio da largura e':  %.2f", PFW1);

      getch();
      clrscr();
```

```
gotoxy (15,10);
printf ("CALCULO DO PIXEL DO FIM DA LARGURA...");

getch();
clrscr();

printf ("\n\n\n\n\nDigite pixel2 anterior ao pixel da largura:  \n");
scanf ("%d", &PA2);
printf ("\nDigite pixel2 posterior ao pixel da largura:  \n");
scanf ("%d", &PD2);
printf ("\nDigite contagem2 anterior a da largura:  \n");
scanf ("%d", &CA2);
printf ("\nDigite contagem2 posterior a da largura:  \n");
scanf ("%d", &CD2);

PFW2 = PD2*1.-(((PD2*1.-PA2*1.)*(CFW-CD2*1.))/(CA2*1.-CD2*1.));

printf ("\nO valor do pixel do inicio da largura e':  %.2f", PFW2);

getch();
clrscr();

FWHM = PFW2 - PFW1;
printf("\n\n\n\n\nO valor do FWHM e':   %.3f pixels", FWHM);

getch();
clrscr();

printf("Quer calcular novamente?");
scanf ("%d", &resp);

getch();
clrscr();
}
}
```

Apêndice E

Implementação do Algoritmo de Cálculo da Uniformidade

```
            NUimax,          // nao-uniformidade maxima do corte
            NUimin,          // nao-uniformidade minima do corte


//*****************************************************************
            limite=LIM*1.;//limite da ctg no quadradinho validacao  **
                          //(para este estudo, foi feita a         **
                               contagem mínima                     **
                          // num ROI circular de 15cm em cada      **
                               corte do phantom                    **
//*****************************************************************

      int     i,j,        //indices da matriz do quadradinho
              m,n,        //indices da matriz do quadradao
              mm,nn,      //indices da matriz do quadradinho validacao
              k=0,        //indice relativo ao quadradao
              q_valido;   //contador da validacao dos quadradinhos:
                          //sera valido para q_valido = 4

      clrscr();

      // abertura do arquivo que contem a imagem

      if ( (fp = fopen(ARQ1,"r")) == NULL){
        printf ("O arquivo de entrada nao pode ser aberto!!!\n");
        exit (1);
      }

      // inicio da alocacao dinamica de memo para a matriz mA

      mA = (float **) calloc(L, sizeof(float *));

      if (mA == NULL) {
        printf ("Sorry, baby! Memoria insuficiente.\n");
        exit (1);
      }

      for (i=0; i<L; i++){
         mA[i] = (float *) calloc(C, sizeof(float));
         if (mA == NULL) {
            printf ("Sorry, baby! Memoria insuficiente.\n");
            for (k=i-1; k>=0; k--)
               free (mA[k]);
            free (mA);
            exit (1);
         }   //end-if
      }      //end-for

      // termino da alocacao da memo dinamica

      for (i=0;i<L;i++)     //inicializacao da matriz do corte
         for(j=0;j<C;j++)
            fscanf (fp, "%f", &mA[i][j]);

      for (m=0;m<(L-dim_Q);m=m+dim_Q){       //leitura do quadradao: 2x2
                                             //pixels
```

```
for (n=0;n<(C-dim_Q);n=n+dim_Q){
   somaCk=0.0;
   maxCk=mA[m][n];
   minCk=mA[m][n];

   mm=m;
   nn=n;

   q_valido=0;

   for (i=mm;i<mm+dim_Q;i++)     //validacao do quadradinho
   for (j=nn;j<nn+dim_Q;j++)
      if ((mA[i][j])>limite)
        q_valido++;

   if (q_valido>(area_Q-1)){ //criterio de validacao do
                             //quadradinho

   for (i=m;i<m+dim_Q;i++){     //leitura do quadradinho
     for (j=n;j<n+dim_Q;j++){
          if ((mA[i][j])>=maxCk)    //maxima ctg do quadradinho
                                     //em 1 quadradao
         maxCk=mA[i][j];
          if (mA[i][j]<=minCk)      //minima ctg do quadradinho
                                     //em 1 quadradao
         minCk=mA[i][j];
          somaCk=(mA[i][j])+somaCk; //soma ctgs dos
                                     //quadradinhos
                                    //do quadradao
     }
   }            //fim quadradinho

   aveCk=somaCk/area_Q;             //media ctgs do quadradao

   somaCi = somaCk + somaCi;    //soma ctgs dos quadradoes do
                                //corte

       if (minCk<=minCi){
     minCi=minCk;          //minima ctg do quadradinho de todo
                           //corte
     aveCimin=aveCk;       //media ctg do quadradao que contem o
                           //quadradinho minimo de todo corte
   }

   if (maxCk>=maxCi){
     maxCi=maxCk;          //maxima ctg do quadradinho de todo
                           //corte
     aveCimax=aveCk;       //media ctg do quadradao que contem o
                           //quadradinho maximo de todo corte
   }

   k++;
   //printf ("quadradinho %d\n",k);
   //printf ("Min(Ck) = %.0f\n", minCk);
   //printf ("Max(Ck) = %.0f\n", maxCk);
   //printf ("Ave(Ck) = %.0f\n", aveCk);
```

```
        } //termino dos calculos apos validacao

    }
}                    //fim quadradao

NUimax = ((maxCi - aveCimax)/aveCimax)*100.0; //nao-uniformidade
                                               //maxima
NUimin = ((aveCimin - minCi)/aveCimin)*100.0; //nao-uniformidade
                                               //minima

printf ("\ncorte %d\n\n",corte);

 .printf ("k = %d\n", k);

printf ("Max(Ci) = %.0f\n", maxCi);
printf ("Avemax(Ci) = %.0f\n", aveCimax);
printf ("Min(Ci) = %.0f\n", minCi);
printf ("Avemin(Ci) = %.0f\n", aveCimin);

printf ("\nNUimax = %.1f %\n", NUimax);
printf ("NUimin = %.1f %\n", NUimin);

printf ("\nsomaCi = %.0f\n", somaCi);

printf ("\n***** limite = %d", LIM);

fclose (fp);

// liberacao da memo alocada

for (i=0; i<L; i++)
   free (mA[i]);

free (mA);

getch();
}
```